Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. Dr. E. Fröhlich

Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit
Fehlermöglichkeiten und Praktische Anwendung

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
KLAUS LEHMANN
aus Tuttlingen

1964

7804

Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. Dr. E. Fröhlich

Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit
Fehlermöglichkeiten und Praktische Anwendung

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
KLAUS LEHMANN
aus Tuttlingen

1964

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Dekan: Professor Dr. H. Harms

Referent: Professor Dr. Dr. E. Fröhlich

~~Korreferent: Dozent Dr. E. Körber~~

MEINER FRAU

INHALTSVERZEICHNIS

Seite

I. Einleitung und Problemstellung 1

II. Die verschiedenen Methoden zur Zahnbeweglichkeitsmessung 2

III. Material und Methodik 7

1. Wegaufnehmer und Registriergerät 7

a) Das Registriergerät 7
b) Der Wegaufnehmer 9
c) Wirkungsweise des Registriergeräts und des Wegaufnehmers 10

2. Der Meßtisch 13

3. Mundeinsatz und Haltevorrichtung für den Wegaufnehmer 14

4. Der Kraftgeber 18

5. Der Meßvorgang 19

IV. Eigene Untersuchungen 22

A. Eignung der Registriervorrichtung zur Zahnbeweglichkeitsmessung 23

1. Fortlaufende Registrierung 23

2. Bestimmung der maximalen Registriergeschwindigkeit 24

a) Vorbemerkungen zu den Versuchen 24
b) Versuche zur Bestimmung der Maximalgeschwindigkeit des Schreibzeigers 25
c) Berechnung der Grenzgeschwindigkeit des Tastbolzens aus der Maximalgeschwindigkeit des Schreibgeräts 29

3. Meßbereich und Meßfehler des Registriergeräts 31

4. Die Ablesegenauigkeit 32

Seite

B. Versuche zur Bestimmung der Fehlermöglichkeiten bei einer Zahnbeweglichkeitsmessung 33

1. Das "Parodontogramm" und seine Auswertung 34

2. Versuche zur Bestimmung der absoluten Ruhelage des Feinmeßtasters 38

3. Die experimentell bestimmte Fehlerbreite zwischen zwei Einzelmessungen 40

a) Die Fehlerbreite bei gleicher Tastereinstellung während einer Meßreihe 41

b) Die Fehlerbreite bei neuer Tastereinstellung nach jeder Einzelmessung 41

4. Der Ansatzpunkt des Tasters am Zahn 42

5. Die Richtung des Meßtasters 45

6. Der Anlagedruck des Tastbolzens 47

7. Der Einfluß der Kraftgröße 52

8. Dauer der Kraftwirkung und Richtung des Kraftgebers 52

9. Der Ansatzpunkt des Kraftgebers am Zahn 53

10. Änderung der Zahnbeweglichkeit durch mehrmaliges Belasten des Zahnes 55

11. Die Bedeutung des Zeitpunktes der Messung 57

V. Diskussion der Ergebnisse 60

VI. Zusammenfassung 66

VII. Literaturverzeichnis 68

I. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Der Zahn ist mit der Alveole durch einen vascularisierten Bandapparat, das Periodontium, verbunden. Aus dem Zement der Zahnwurzel ziehen geordnete kollagene Faserbündel in die Alveolenwand. "Durch die Hauptfasern wird der Zahn in der Alveole aufgehängt und besitzt infolgedessen eine gewisse normale Beweglichkeit. Ein Beweis dafür sind die interstitiären Reibungsfacetten an den Berührungsflächen der Zähne" (G. Wetzel) (23). Das Periodontium, die sogenannte Wurzelhaut, bildet zusammen mit dem Zahnwurzelzement, dem Alveolenknochen und der Schleimhaut eine funktionelle Einheit, das Parodontium.

Erkrankungen des Parodontiums äußern sich unter anderem in einer erhöhten Beweglichkeit des Zahnes in der Alveole. Die exakte Festlegung des Lockerungsgrades eines Zahnes bietet also eine objektive Möglichkeit, den Gesundheitszustand des Zahnhalteapparates zu beurteilen. Voraussetzung dazu ist eine Bestimmungsmöglichkeit und Kenntnis der physiologischen Zahnbeweglichkeit. Die physiologische Zahnbeweglichkeit ist mit dem Auge nicht zu erkennen. Die geringen Wegstrecken müssen durch geeignete Meßgeräte erfaßt und sichtbar gemacht werden. Mit diesem Problem beschäftigt sich die zahnmedizinische Forschung seit etwa dreißig Jahren.

Im Rahmen der Arbeiten des zahnärztlichen Institutes Tübingen über Zahnbeweglichkeitsmessungen, soll hier eine elektromagnetische Apparatur auf ihre Verwendbarkeit in diesem Gebiet untersucht werden.

II. DIE VERSCHIEDENEN METHODEN ZUR ZAHNBEWEGLICHKEITSMESSUNG

Die älteste und heute in praxi noch gebräuchlichste Methode zur Bestimmung des Ausmaßes der Zahnlockerung ist die Bewegung des Zahnes mit dem Finger oder einem Instrument in horizontaler Richtung. Der Nebenzahn dient als Bezugspunkt, um den Ausschlag der Krone abzuschätzen. Um diese subjektive Methode zu objektivieren, wurde die Zahnlockerung von Wannenmacher (20) in drei verschiedene Grade eingeteilt. Ebenso unterteilt die Arpa (Arbeitsgemeinschaft für Parodontoseforschung) die Zahnlockerung in fünf Grade. Sie reichen von der gerade tastbaren und sichtbaren Zahnbewèglichkeit bis zur Bewegung des Zahnes durch Zungendruck und in axialer Richtung. Eine ähnliche Methode gibt 1954 der Norweger J. Reichborn - Kjennerud (19) an. Die am oberen Zahnbogen angelegte Spitze des Zeigefingers tastet die Bewegung der Zähne, während der Unterkiefer Artikulationsbewegungen durchführt.

Bei den bisherigen Geräten zur Bestimmung des Lockerungsgrades kann man grundsätzlich zwei Arten unterscheiden. Bei der einen Methode wird der Zahn durch ein Vibrationsgerät in Schwingungen versetzt. Diese werden dann durch einen elektromagnetischen Aufnehmer wieder vom Zahn abgenommen. Aus der Dämpfung der Schwingungen werden Rückschlüsse auf den Zustand des Parodontiums gezogen. Nach diesem Prinzip arbeiten die Apparaturen, die 1947 von K. Beyeler und J. Dreyfus (1) und 1951 von R.S. Manly, A. Yurkstas und J.B. Reswick (10) angegeben wurden.

Bei der anderen Methode wird versucht, den Lockerungsgrad eines Zahnes in Längeneinheiten anzugeben. Das erste Gerät zur metrischen Bestimmung der Zahnbeweglichkeit findet sich 1928 bei H. Heinroth (5). Dieser versucht die Zahnlockerung mit den Methoden der Gewebselastometrie zu ermitteln. Das Gerät gleicht im Konstruktions-

prinzip einer Waage. Durch einen mit Stents beschickten Aufbiß wird das Stativ der Waage zwischen Oberkiefer und Unterkiefer des horizontal liegenden Patienten gehalten. Der eine "Waagebalken" wird mit einem Gewicht beladen und auf die Labialfläche eines oberen Schneidezahnes gesetzt. Der andere macht die Bewegung des belasteten Zahnes auf einer Skala oder auf einer Registriertrommel sichtbar. Das Gerät scheint durch den langen Hebelarm, der auf die Verankerung im Munde wirkt, nicht stabil genug.

1939 macht E. Elbrecht (2) einen weiteren Vorschlag. Auf einem Tisch ist an einem Stativ eine Meßuhr befestigt. Der lange Tastbolzen greift mit einer Kerbe über die Schneidekante des Zahnes. Der Kopf der Versuchsperson wird durch eine Kopfstütze ruhig gehalten. Der Zahn wird von Hand mit einem Instrument in horizontaler Richtung bewegt. Da es unmöglich ist, den Kopf des Patienten in einer Kopfstütze absolut ruhig zu fixieren, verfälscht jede Kopfbewegung das Meßergebnis. Die Kraft ist nicht dosiert, also ist der Versuch nicht reproduzierbar.

V. Werner (22) umgeht 1942 diese Schwierigkeiten, indem er am Nebenzahn des zu messenden Zahnes ein Maßstäbchen mit einer Kofferdamklammer befestigt. Der Zahn wird von Hand mit dosierter Kraft durch eine Druckfeder bewegt. Der in Millimetern abgelesene Ausschlag des Zahnes genügt nur zu groben Messungen.

1951 führt E. Zwirner (24) Versuche über die Zahnbeweglichkeit am isolierten Rattenkiefer durch. Die Bewegung eines Zahnes wird dreidimensional registriert. Am Zahn ist ein Metallplättchen angebracht. Drei weitere Metallplättchen stehen ihm in den drei Ebenen des Raumes gegenüber. Es werden so drei Kondensatoren gebildet, die Bewegungsänderungen des Zahnes als Kapazitätsänderungen aufnehmen und zur Registrierung über drei Hochfrequenzkanäle weiterleiten. Auch die Kraft wird piezoelektrisch registriert. Ein Kathodenstrahloszillograph zeichnet die Bahnkurven auf.

Im gleichen Jahr veröffentlicht H.R. Mühlemann (11) ein Gerät zur Zahnbeweglichkeitsmessung, das wieder nach rein mechanischem Prinzip arbeitet. Spezialabdrucklöffel, welche die zu messende Partie des Zahnbogens freilassen, werden mit Abdruckgips an den Restzähnen befestigt. An einem Außenbogen wird eine Meßuhr angebracht. Beim Meßvorgang wird der Zahn mit Hilfe eines von Hand geführten Dynamometers belastet und seine Bewegung auf der Meßuhr in 1/100 mm abgelesen. Es werden hier nur statische Endwerte gewonnen. Die Bewegungskurve eines Zahnes kann nur aus einer Reihe von Einzelmessungen rekonstruiert werden.

In seinem Lehrbuch bildet E. Wannenmacher (20) 1952 ein nach mechanischem Prinzip arbeitendes Gerät nach Dr. Freese ab. Es wird ebenfalls an den Zähnen befestigt und enthält eine Druckvorrichtung mit einer Skala zum Ablesen der Auslenkung des Zahnes. Da nähere Angaben fehlen, ist eine Beurteilung der Apparatur nicht möglich. Sie sei nur der Vollständigkeit halber erwähnt.

Im Jahre 1956 entwickelt der Schwede C. Lundquist (9) ein elektromagnetisches Gerät. Der Kopf des Patienten ist in einer festen Lage fixiert, indem er auf Acrylatschienen beißt, die an einem massiven Stativ auf einem Steintisch befestigt sind. Der Zahn wird zwischen zwei Diamantkugeln gefaßt. Über einen beweglichen Bolzen wird gleichzeitig der Zahn belastet und seine Bahnkurve aufgenommen. Da Kopfbewegungen des Patienten die Meßwerte verändern, werden Bewegungen des ganzen Kopfes durch ein Kontrollgerät, das am Nebenzahn ansetzt, registriert. Das Ganze stellt eine umfangreiche elektromagnetische Apparatur dar.

D.C. Picton (17) veröffentlicht 1957 eine Mitteilung über ein Gerät, bei dem die axiale Auslenkung des Zahnes mit Hilfe eines Dehnungsmeßstreifens gemessen wird. Eine genaue Beschreibung des Gerätes und der Meßmethode ist nicht vorhanden.

1960 beschreibt G.J. Parfitt (15) eine neue Apparatur. Der Zahnbogen des Oberkiefers wird von beiden Seiten vom Eckzahn bis in die Molarengegend scherenartig von zwei individuell mit Acrylat unterfütterten Bögen gefaßt. Sie sind gelenkig verbunden und können durch eine Schraube angespannt werden. Auf den Zahn wird von Hand eine dosierte Kraft ausgeübt und diese elektronisch registriert. Eine induktiv arbeitende "Meßsonde" gibt die Bewegung des Zahnes auf einen X-Y Schreiber. So erhält man ein Weg/Zeit- und ein Weg/Kraft-Diagramm. Die Apparatur ist so angebracht, daß sie die Nahrungsaufnahme nicht behindert. Es sollen auch Zahnbewegungen gemessen werden, wie sie beim Kauen auftreten.

Zwei Jahre später, 1962 veröffentlicht K.H. Körber (8) eine weitere Beschreibung einer Meßapparatur. Sie ist wiederum am Restgebiß über einen Speziallöffel verankert. Die Bewegung des Zahnes wird mittels eines berührungslos arbeitenden elektronischen Tasters gemessen und auf einen X-Y Schreiber übertragen. Die Kraft wird über einen elektrischen Druckgeber von Hand appliziert. Die berührungslose Messung erfordert bei Wiederholung eine absolut gleichartige Einstellung des Tasters.

Zu einer umfangreichen routinemäßigen Anwendung am Patienten kam nur das Gerät von H.R. Mühlemann. Das zu dieser Arbeit benützte und näher untersuchte Gerät wurde 1962 von M. Hofmann (7) angegeben. Hier wird die Bahnkurve eines belasteten Zahnes durch einen am Gebiß befestigten Feinmeßtaster induktiv registriert und von einem Schreibgerät aufgezeichnet.

Das Hauptproblem der metrischen Zahnbeweglichkeitsmessung liegt in der Schaffung eines fixen Bezugspunktes, gegen welchen die Auslenkung der Zahnkrone gemessen werden kann. Bei der "Vibrationsmethode" ergibt sich diese Schwierigkeit nicht, da hier kein Bezugspunkt notwendig ist. Beyeler und Dreyfus (1) schreiben dem

Sinn nach, daß die Frequenz der Schwingungen auf den Zahn viel schneller erfolgt, als eine Bewegung des Kopfes gegen das Meßsystem und dadurch die Messung nicht wesentlich beeinflußt wird.

Die Vertreter der "metrischen Meßmethode" versuchen das Problem auf zweierlei Weise zu lösen. Elbrecht (2) und Lundquist (9) nehmen einen Bezugspunkt, der außerhalb der Versuchsperson liegt. Der Kopf wird gegen diesen Punkt, bei Elbrecht durch eine Kopfstütze, und bei Lundquist durch Acrylataufbisse, ruhig gehalten. Da dies unmöglich ist, verändert jede kleine Bewegung des Kopfes das Meßergebnis. Aus diesem Grund ist die Methode Elbrechts nicht genau. Lundquist erkennt diese Fehlermöglichkeit. Er versuchte sie dadurch auszuschalten, daß gleichzeitig, neben der eigentlichen Zahnbewegung, auch die Bewegung des gesamten Kopfes mitregistriert wird. Die Differenz zwischen diesen beiden Kurven ergibt den wahren Ausschlag des Zahnes.

Die zweite größere Gruppe, zu der Heinroth (5), Werner (22), Mühlemann (11), Parfitt (15), Körber (8) und Hofmann (7) gehören, sucht am Schädel selbst einen Fixpunkt, an dem daß Meßsystem zu verankern ist. Der einzige Bezugspunkt am Schädel, der ohne Verletzung des Patienten zugänglich ist, sind die Zähne; besonders dann, wenn man sie über Aufbißlöffel zu einem Block zusammenfaßt. So ist das Grundprinzip der Messung der Beweglichkeit eines Zahnes gegen die blockierten Restzähne bei dieser Gruppe gleich.

Bei den Versuchen Zwirners (24) taucht das Problem des Bezugspunktes nicht auf, da der eingebettete Rattenkiefer sowie das kraftgebende und registrierende Gerät ein einziges starres System bilden. In vivo liegen solche Verhältnisse primär nicht vor.

III. MATERIAL UND METHODIK

Die von M. Hofmann (7) angegebene Tübinger Meßapparatur arbeitet nach folgendem Grundprinzip: Ein Zahn wird durch eine abgestufte Kraft in horizontaler Richtung bewegt. Die Kraft und die Bewegung des Zahnes werden elektromagnetisch registriert. Die Bewegung wird bestimmt in Relation zu den übrigen Zähnen des Oberkiefers und Unterkiefers, die zu einem Block verbunden sind.

Die Apparatur besteht aus folgenden Bestandteilen:

1. Einem Wegaufnehmer zur Aufnahme der Auslenkung des Zahnes bzw. seiner Bahnkurve.
2. Einem Gerät zur fortlaufenden Registrierung der Zahnbewegung, der Zeit und der angewandten Kraft.
3. Einen Meßtisch zur Ruhigstellung des Kopfes der Versuchsperson.
4. Mundeinsätzen, die alle Zähne außer den zu messenden zu einem Block verbinden. Sie dienen als starre Fixierung für den Wegmesser.
5. Einem Kraftgeber, mit Hilfe dessen eine abstufbare Kraft auf die Zahnkrone ausgeübt werden kann.

1. Wegaufnehmer und Registriergerät

a) Das Registriergerät

Die Abmessungen des Gerätes sind relativ klein. Es ist 39 cm hoch, 22 cm breit und 54 cm lang. Es arbeitet nach induktivem Prinzip. Die Wegänderungen des Zahnes werden vom Taster aufgenommen, vom Registriergerät verstärkt und aufgezeichnet. Darin sind enthalten: Ein Zeigerinstrument, eine Schreibvorrichtung, ein Drucktastenschalter zum Umschalten auf 6 Meßbereiche (s. Tab. 1), eine Kraftmarkierung und ein Geschwindigkeitsregler für den Papiervorschub (25 oder 50 mm/sec). Der Nullpunkt der Anzeige ist durch eine elektronische Null-

punktauslenkung an die eine oder andere Seite der Skala des Zeigerinstruments, bzw. des Registrierpapiers, verlegbar. Ein Feinausgleich des Nullpunktes ist über einen besonderen Drehkopf möglich. Anschlüsse für den Wegaufnehmer, den Kraftgeber und für eine Fernsteuerung des Papiervorschubs sind vorhanden.

Meßbereich	Vergrößerung
± 7,5 µ	2000 fach
± 15 µ	1000 fach
± 30 µ	500 fach
± 75 µ	200 fach
± 150 µ	100 fach
± 300 µ	50 fach

Tab. 1: Meßbereiche des Registriergerätes. In jedem Meßbereich wird eine Dimensionsänderung in einer anderen Vergrößerung aufgezeichnet.

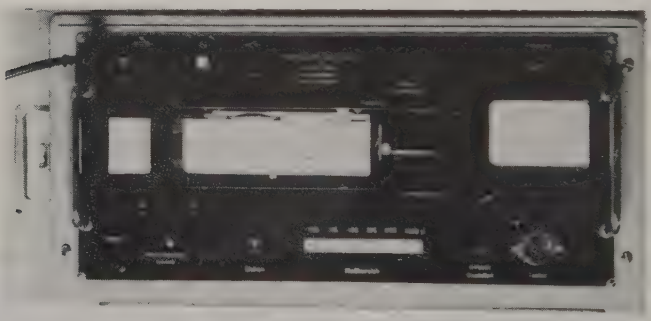

Abb. 1: Aufsicht des Registriergeräts. Das Zeigerinstrument ist rechts sichtbar, in der Mitte links das Registrierpapier.

Das empfindliche Anzeigeinstrument und der Schreiber sind durch eine Schutzschaltung gegen Überlastung geschützt. Eine zu große Auslenkung kann weder das Zeigerinstrument, noch den Schreiber beschädigen. Wird der Anzeigebereich überschritten, so wird die Aufzeichnung gesperrt, und der Schreibzeiger kehrt in seine Ausgangslage zurück. Gleichzeitig leuchtet eine rote Kontrollampe auf. Wenn der Fehler korrigiert ist, wird das Schreibsystem wieder zur Aufzeichnung freigegeben.

b) Der Wegaufnehmer

Der Wegaufnehmer besteht aus einem Feinmeßtaster, der mit dem Registriergerät gekoppelt ist. Er hat etwa Bleistiftgröße (Abb. 2). Am vorderen Ende des Tasters sitzt die Tasterspitze auf einem verschieblichen Tastbolzen mit einem Freihub von 2 mm. Er bewegt sich in einer Gleitführung. Sein hinteres Ende besteht aus einem Hochfrequenzeisenkern, der in einer Meßspule verschieblich ist. Diese ist durch einen Hochfrequenzeisenmantel abgeschirmt. Der Tastbolzen wird durch eine kleine Feder in Kontakt mit dem Meßobjekt gehalten. Der Taster kann auch ohne diese Feder verwandt werden. Für die Überwindung der Reibung bei der Bewegung des Tastbolzens ist eine Kraft von ca. 1 Pond erforderlich.

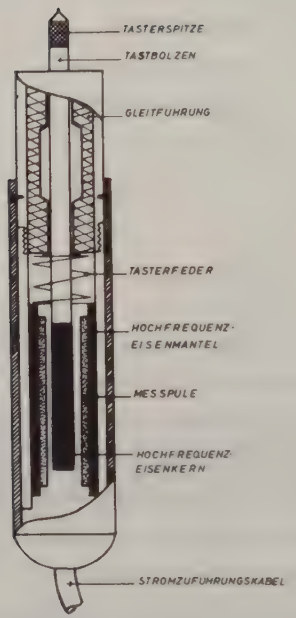

Abb. 2: Der mechanische Aufbau des Feinmeßtasters.
(Nicht maßstabsgetreu)

c) Wirkungsweise des Registriergeräts und des Wegaufnehmers

Der Wirkungsweise nach besteht das Registriergerät aus einem stabilisierten Hochfrequenzsender, der eine Spannung auf eine Hochfrequenzmeßbrücke abgibt, in deren Zweig der Feinmeßtaster (Wegaufnehmer) angeschlossen ist (Abb. 3).

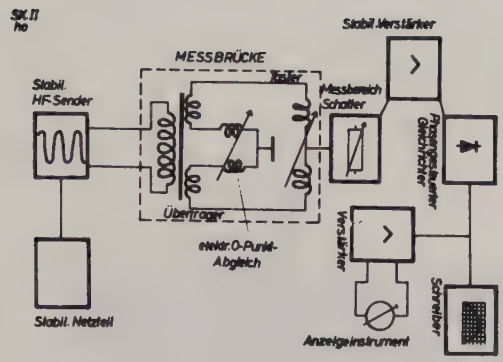

Abb. 3: Schaltskizze des Registriergeräts mit Wegaufnehmer. Ein stabilisierter Hochfrequenzsender gibt eine Spannung an eine Hochfrequenzmaßbrücke ab. Ein Zweig der Meßbrücke wird von dem Taster gebildet. Spannungsänderungen im Taster und damit in der Brücke werden gleichgerichtet, verstärkt und von Anzeigeinstrument und Schreiber registriert.

Bewirkt eine Wegänderung eine Verschiebung des Tastbolzens, so werden dadurch zwei in der Hochfrequenzbrücke angeordnete Induktivitäten so verstimmt, daß eine Spannung entsteht, die der Dimensionsänderung proportional ist. Diese Spannung wird verstärkt und gleichgerichtet. Der Meßwert wird auf das in u geeichte Zeigerinstrument und den Schreiber gegeben. Abb. 4 zeigt eine Prinzipskizze des Wegaufnehmers.

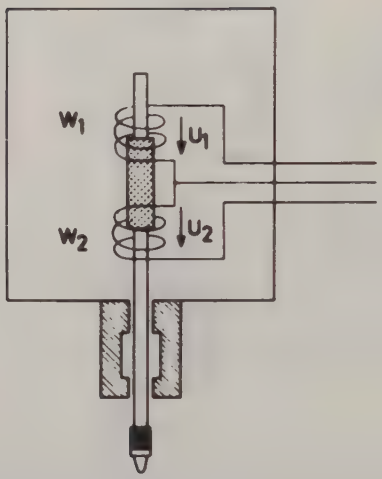

Abb. 4: Schaltskizze des Wegaufnehmers (Meßtasters). Dieser besteht im wesentlichen aus zwei Induktivitäten und dem auf einer Achse befestigten Hochfrequenzeisenkern.

Bei einer bestimmten Stellung des Tastbolzens ist die Meßbrücke im Gleichgewicht. Die feine Einstellung des Brückengleichgewichtes kann mit dem Nullpunktregler erfolgen.

Der Kraftgeber ist ebenfalls elektrisch mit dem Registriergerät gekoppelt. Einzelne Kraftmarkierungen werden durch eine besondere Schreibnadel an den Rand des Registrierpapierstreifens geschrieben.

Mit dem Gerät ist eine von Zeit und Weg abhängige Bewegung registrierbar.

2. Der Meßtisch

Um während der Messung den Kopf der Versuchsperson zu entlasten, wurde ein ophthalmologischer Untersuchungstisch umgebaut. Ein massiver, gußeiserner Dreifuß gewährleistet den sicheren Stand des Tisches. Der Dreifuß geht in fünf Messingstreben über, die eine 4 mm starke Messingplatte tragen. Diese Tischplatte ist in ihrer Höhe durch

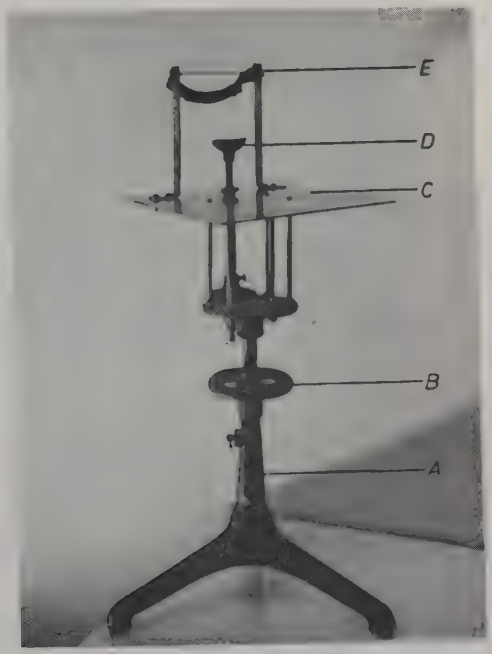

Abb. 5: Der Meßtisch

A = Gußeiserner Dreifuß
B = Schraubenrad zur Höhenverstellung der Tischplatte
C = Tischplatte
D = Kinnstütze zum Abstützen des Kinnes der Versuchsperson
E = Senkrechte Stege mit Nackenband zum Abstützen des Hinterkopfes

ein Schraubrad verstellbar. Dies erweist sich bei Versuchen an verschiedenen großen Patienten als günstig. Über die Tischplatte hinaus ragt eine Kinnstütze. Auch sie ist in ihrer Höhe individuell einstellbar. Eine weitere Abstützung und Fixierung des Kopfes wurde durch zwei senkrechte Stege erreicht, die auf der Messingplatte festgeschraubt sind. Dazwischen ist ein Band angebracht, das um den Hinterkopf der Versuchsperson gespannt werden kann. Dadurch wird das Kinn in die Kinnstütze gedrückt. Der Kopf ist so nach vorne und hinten abgestützt; seine Bewegungen sind stark eingeschränkt.

Zwischen den Stegen ist außerdem ein Gummiband gespannt. Damit kann bei Messungen im Oberkiefer die Oberlippe abgehalten werden.

3. Mundeinsatz und Haltevorrichtung für den Wegaufnehmer

Der Mundeinsatz dient dazu, das Meßsystem am Gebiß zu fixieren. Durch die Zusammenfassung mehrerer Zahngruppen entsteht ein massiver, unbeweglicher Block, gegenüber welchem die Beweglichkeit eines einzelnen Zahnes gemessen werden kann. Der Mundeinsatz besteht aus zwei Abdrucklöffeln, die mit ihrer Rückseite zusammengelötet sind (Abb. 6). Der eine Löffel umfaßt die ganze Zahnreihe, der andere die Seitenzähne bis zum ersten Praemolaren. Von der vestibulären Seite des Aufbißlöffels geht rechts und links ein horizontaler Bügel ab. Zwischen ihnen spannt sich konzentrisch zum Zahnbogen, vor dem Löffel verlaufend, der Außenbogen. Dieser dient als Schiene, auf der die Haltevorrichtung für den Meßtaster verschoben werden kann.

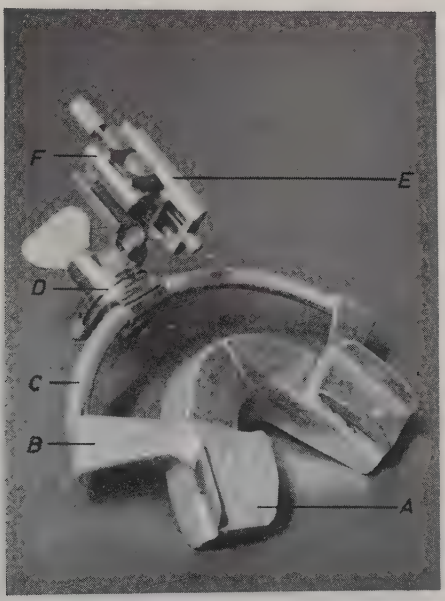

Abb. 6: Mundeinsatz mit Haltevorrichtung für den Meßtaster (4/5 nat. Größe)

A = Aufbißlöffel
B = Horizontaler Bügel
C = Außenbogen
D = Feststellschraube
E = Einstellschlitten
F = Halterung für den Taster

Die Befestigungsvorrichtung für den Taster (Wegaufnehmer) besteht aus einer Feststellschraube und einem Einstellschlitten mit Halterung (Abb. 6 und 7). Die Feststellschraube läßt sich in jeder Lage auf dem Außenbogen fixieren. Gleichzeitig hält sie einen runden vertikalen Stab, auf dem der Einstellschlitten sitzt. Mit diesem ist die Halterung für den Taster verbunden. Darin kann der Taster mit zwei Schrauben festgestellt werden. Über Feststellschraube und Einstellschlitten kann der

Feinmeßtaster in allen Richtungen des Raumes bewegt, auf den zu messenden Zahn eingestellt und fixiert werden.

Die Aufbißlöffel werden bis zur halben Höhe mit Kaltpolymerisat beschickt. Kurz vor dem Hartwerden des Kunststoffes wird der Mundeinsatz ähnlich wie bei einer Abdrucknahme in den Mund der Versuchsperson gebracht. Diese beißt langsam zu und prägt ihre Zähne im Acrylat ein. Der Patient darf nicht zu tief einbeißen. Wenn der Kunststoff über unter sich gehende Stellen an den Zähnen reicht, macht es später Schwierigkeiten, den Löffel wieder aus dem Munde zu ent-

Abb. 7: Feststellschraube und Einstellschlitten sind vergrößert dargestellt. Der Wegaufnehmer ist in seiner Halterung festgeschraubt.

A = Wegaufnehmer
B = Einstellschlitten
C = Feststellschraube

fernen. Aus diesem Grunde empfiehlt es sich auch, den Aufbißlöffel vor dem endgültigen Abbinden des Autopolymerisats aus dem Munde der Versuchsperson zu nehmen, und diese ein zweites Mal in die schon vorgeprägten Impressionen einbeißen zu lassen. Der Taster ist jetzt über den Mundeinsatz an den Zähnen fixiert. Taster und zu messender Zahn bilden ein in sich abgeschlossenes System, das etwaige kleine Kopfbewegungen mitmacht.

Das Gewicht des Tasters und seiner Haltevorrichtung üben ein Drehmoment auf den Aufbißlöffel aus. Dieser Kippkraft wird durch Einbeziehung eines ganzen Zahnbogens in den Aufbiß genügend Widerstand entgegengesetzt. Außerdem wurde der Abstand des Außenbogens vom Löffel möglichst gering gehalten.

Der Aufbißlöffel selbst ist individuell nicht verstellbar; er bietet aber für Normalkiefer genügend Spielraum. Wenn die Beweglichkeit der unteren Frontzähne bestimmt werden soll, werden alle Zähne des Oberkiefers und die unteren Seitenzähne vom Löffel umfaßt. Umgekehrt wird der gesamte untere Zahnbogen einbezogen, wenn die Beweglichkeit von oberen Frontzähnen bestimmt wird. Soll die Bewegung der Seitenzähne gemessen werden, kommt ein Löffel zur Anwendung, der diese Partie freiläßt.

Im Laufe der Vorversuche war der Mundeinsatz mit zwei senkrechten Streben starr an der Tischplatte des Meßtisches befestigt worden. Sobald die Versuchsperson in den Löffel eingebissen hatte, war sie mit den Zähnen über Mundeinsatz und Streben mit dem Meßtisch verbunden. Dadurch wurde die Verbindung zwischen Aufbißlöffel und Zähnen überlastet. Kleinste Kopfbewegungen, denen das Meßsystem nun nicht folgen konnte, wurden vom Taster registriert. Ebenso ergab jede Erschütterung des Bodens und der Tischplatte Zacken in der Registrierung. Der Meßtisch wird deshalb jetzt nur zur relativen Ruhigstellung des Kopfes des Patienten verwandt. Der Taster wird getrennt davon an den Zähnen befestigt.

4. Der Kraftgeber

Der Kraftgeber sei an dieser Stelle nur so weit beschrieben, als es zum Verständnis der Meßmethode notwendig ist. Genaue Erläuterungen zum Bau und zur Entwicklung gehören nicht zum Aufgabenbereich dieser Arbeit. Sie sind in der Arbeit von A. Pflomm (16) enthalten.

Die Belastung des zu messenden Zahnes geschieht durch einen von Hand geführten Kraftgeber (Abb. 8). Dieser gleicht im Prinzip einer Feder-

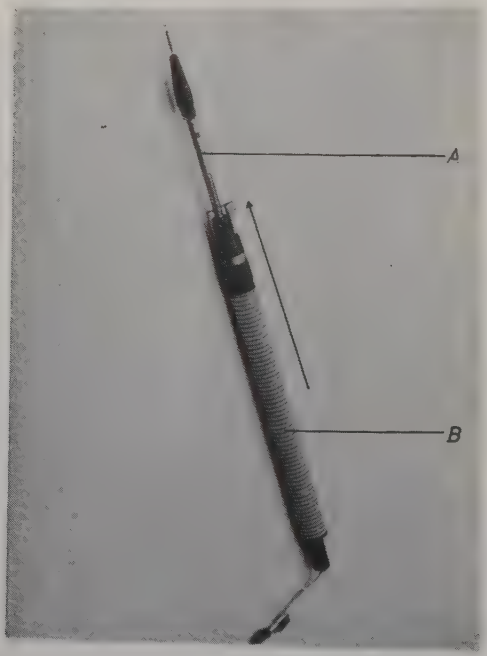

Abb. 8: Der Kraftgeber

A = Meßstab B = Zylinder des Kraftgebers

Die Spitze des Kraftgebers wird auf den zu bewegenden Zahn angesetzt. Bei Bewegung des Zylinders in Pfeilrichtung, also bei Druck, wird durch den Meßstab eine Feder im Zylinder komprimiert. Dadurch wird eine dosierte Kraft erzeugt. Für die Zugkraft gilt entsprechendes.

waage. Bei Druck oder Zug wird eine Spiralfeder, die sich in einem Zylinder befindet, komprimiert. So entsteht eine abstufbare Kraftgröße. Der Kraftgeber ist elektrisch mit dem Registriergerät gekoppelt. Über ein Relais werden von einer Schreibnadel Markierungen geschrieben, welche die Größe der auf den Zahn applizierten Kraft angeben.

5. Der Meßvorgang

Zehn Minuten vor Beginn des Versuchs wird das Registriergerät aufgeheizt. Feinmeßtaster und Kraftgeber werden an das Gerät angeschlossen. Der mit Acrylat beschickte Mundeinsatz wird der Versuchsperson zwischen die Zahnreihen geschoben. Diese beißt langsam zu. Nach Erhärten des Kunststoffes nimmt die Versuchsperson am Meßtisch Platz und legt das Kinn in die Kinnstütze. Das Nackenband wird um den Hinterkopf angezogen. Nun wird der Taster in seine Halterung am Mundeinsatz gesteckt und 1 Millimeter cervikal der Mitte der Schneidekante des zu messenden Zahnes eingestellt (Abb. 9). Zu beachten ist, daß der Taster immer senkrecht auf die Zahnachse und eine Tangente am Zahnbogen eingestellt wird. Am Registriergerät wird die niederste Meßstufe ($\pm$ 300 μ) eingeschaltet.

Mittels des Einstellschlittens wird nun der Taster in sagittaler Richtung so in Kontakt mit dem Zahn gebracht, bis der Zeiger des Skaleninstruments auf Null steht. Der Taster wird festgestellt. Die gewünschte Meßstufe wird, die niedrigen Stufen durchlaufend, am Drucktastenschalter eingeschaltet. Etwaige Abweichungen des Zeigers vom Nullpunkt können mit dem Nullpunktregler ausgeglichen werden.

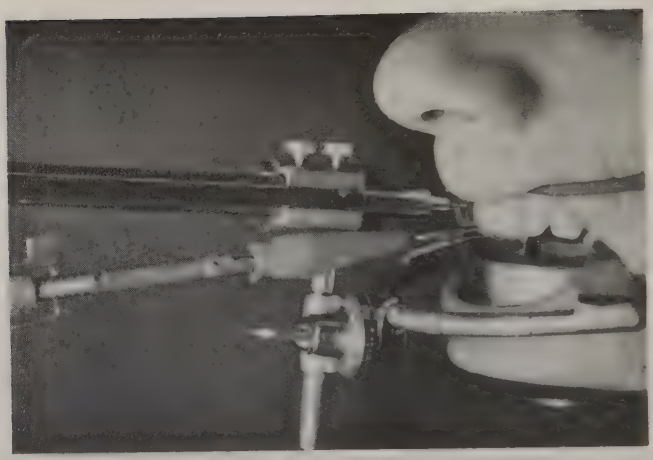

Abb. 9: Der Meßvorgang.
Die Lage des Mundeinsatzes bei Messung eines oberen Incisivus wird dargestellt. Die Oberlippe ist durch ein Gummiband abgehalten. Taster und Kraftgeber sind auf den Zahn eingestellt.

Wenn die Oralbewegung eines Zahnes registriert werden soll, wird mit dem Drehknopf für die Nullpunktausgleichung der Zeiger des Skaleninstruments an das rechte Ende der Skala verlegt. Gleichzeitig wandert der Schreibzeiger der Schreibvorrichtung an den oberen Rand des Registrierpapierstreifens. Jetzt steht die ganze Breite des Papiers zur Aufzeichnung einer Bahnkurve zur Verfügung. Bei Messung der Vestibulärbewegung wird der Zeiger des Instruments an das linke Ende der Skala verlegt.

Nun wird der Zahn mit dem Kraftgeber an der Mitte der Schneidekante belastet. Der Tastbolzen folgt der Bewegung des Zahnes, und das Registriergerät schreibt die quasi statische Bahnkurve, das "Parodontogramm", auf.

IV. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

Die Untersuchungen lassen sich in zwei Gruppen einteilen. Die erste Gruppe enthält Versuche und Überlegungen über die Eignung der Registrierapparatur zur Zahnbeweglichkeitsmessung. Die zweite Gruppe dient zur Ermittlung der Fehlerquellen beim Meßvorgang.

A. Eignung der Registriervorrichtung zur Zahnbeweglichkeitsmessung

Bevor das Gerät zur Messung der Zahnbeweglichkeit herangezogen werden konnte, mußte es auf seine Verwendbarkeit auf diesem Gebiet untersucht werden. Bei einem Gerät, mit Hilfe dessen Zahnbewegungen registriert werden, müssen folgende Voraussetzungen erfüllt sein:

1. Fortlaufende Registrierung
   a) des Weges, den der Zahn zurücklegt,
   b) der Zeit, in der die Bewegung erfolgt,
   c) der Kraft, welche die Bewegung verursacht
2. Ausreichende Registriergeschwindigkeit
3. Meßbereich von mindestens $\pm$ 0,5 mm
4. Meßfehler des Gerätes selbst von höchstens $\pm$ 0,5 μ.

In den folgenden Kapiteln werden die einzelnen Punkte näher besprochen.

1. Fortlaufende Registrierung

Die Bewegung des Zahnes, also der W e g , wird vom Taster aufgenommen und vom Registriergerät in bestimmtem Verhältnis vergrößert aufgezeichnet. Die Registrierung der K r a f t geschieht in Form von Kraftmarkierungen am oberen Rand des Registrierpapierstreifens. Die Dauer der Bewegung und der Krafteinwirkung, also die Z e i t , ist aus dem Papiervorschub ersichtlich. Die gleichzeitige Registrierung dieser drei Daten veranschaulicht Abb. 10. Als Resultat erhalten wir ein Weg-Zeit-Diagramm mit gekoppelter Kraftmarkierung. Es stellt die Bahnkurve des belasteten Zahnes dar (Parodontogramm).

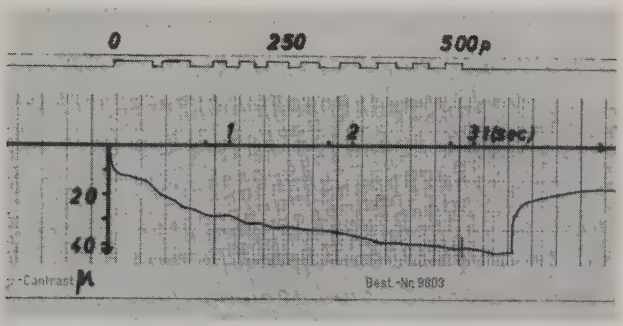

Abb. 10: Parodontogramm eines parodontal gesunden 1+ Meßstufe ± 30 µ = 500fache Vergrößerung der Zahnbewegung. Die Zeit (t) ist in Sekunden (sec) auf der Abszisse aufgetragen. Die Ordinate gibt den durchlaufenden Weg in µ an. Am oberen Rand des Parodontogramms sind die Kraftmarkierungen aufgetragen. Der Beginn jeder Registrierzacke bedeutet in diesem Falle 50 Pond (p). Belastung des Zahnes in oraler Richtung. Maximale Auslenkung bei 500 p : 40 µ.

2. Bestimmung der maximalen Registriergeschwindigkeit

a) Vorbemerkungen zu den Versuchen

Das Registriergerät samt Feinmeßtaster stellt ein System dar, das kleine Dimensionsänderungen vergrößert wiedergibt. Die einfachste Möglichkeit, um eine kleine Auslenkung in bestimmtem Maßstab vergrößert darzustellen, ist ein Hebelsystem. Bei den folgenden Überlegungen vergleichen wir daher der Einfachheit halber Registriergerät und Taster mit einem zweiarmigen Hebel (Abb. 11).

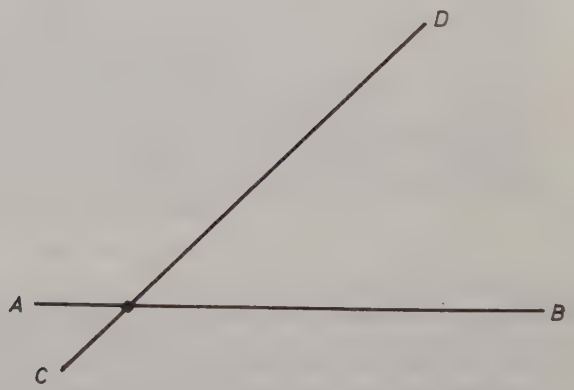

Abb. 11: Vergleich einer vergrößernden elektromagnetischen Registrierung mit einem zweiarmigen Hebel. Das kurze Ende A des Hebels entspricht dem Meßtaster, das lange Ende B des Hebels der Schreibnadel des Registriergeräts. BD ist der im Verhältnis X vergrößerte Ausschlag AC.

Die Zeit, in welcher die beiden Enden des Hebels von A nach C, bzw. von B nach D bewegt werden, ist gleich groß. Da aber der Weg AC kleiner ist als der Weg BD, bewegt sich das lange Ende B des Hebels schneller als das kurze Ende A. Das Verhältnis der beiden Geschwindigkeiten V_A und V_B ist durch das Vergrößerungsverhältnis X des Hebels gegeben:

$$\frac{V_A}{V_B} = \frac{AC}{BD} = X \qquad (I)$$

Nehmen wir nun an, das lange Ende des Hebels sei auf eine Maximalgeschwindigkeit (V max) festgelegt, so ist dadurch auch die V max des kurzen Hebelendes bestimmt. Auf die Verhältnisse der Registrierapparatur übertragen bedeutet dies: Zu einer bestimmten maximalen Schreibgeschwindigkeit des Schreibzeigers (langer Hebel) gehört eine bestimmte Geschwindigkeit des Tastbolzens (kurzer Hebel).

Das Registriergerät erreicht seine maximale Schreibgeschwindigkeit, wenn der Tastbolzen sehr schnell bewegt wird. Der Tastbolzen kann theoretisch unendlich schnell bewegt werden. Der Schreibzeiger kann ihm aber nur bis zu einer bestimmten Geschwindigkeit folgen. Die Gründe dafür liegen im Bau des Schreibers. Diejenige Bolzengeschwindigkeit, die gerade noch vom Schreibzeiger im richtigen Übersetzungsverhältnis übertragen wird, läßt sich aus der experimentell ermittelten V max des Zeigers nach Gleichung (I) errechnen. Wir nennen sie die Grenzgeschwindigkeit (V_G).

b) Versuche zur Bestimmung der Maximalgeschwindigkeit des Schreibzeigers

Um den Feinmeßtaster möglichst schnell und schonend in Bewegung zu versetzen, wurde ein einfaches Gerät gebaut (Abb. 12). Die Bewegung des Tastbolzens wird durch einen Eisenbügel verursacht, der aus 1,5 cm

Höhe auf die Tasterspitze "fällt". Um eine unter gleichen Bedingungen wiederholbare Bewegung des Bügels zu erreichen, ist dieser an seinem einen Ende durch ein Gelenk geführt. Der 400 g schwere Bügel überwindet den geringen Druck der Tasterfeder und zwingt dem Tastbolzen seine Eigengeschwindigkeit auf. Bei Entlastung des Tastbolzens wird der auf der Tasterspitze liegende Bügel durch einen kurzen, kräftigen Hammerschlag nach oben weggeschlagen. Die Tasterteder ist bei Nullstellung des Zeigerinstruments leicht gespannt. Bei dem schnellen Wegschlagen des Bügels nach oben kann sie den Taster nach oben bewegen.

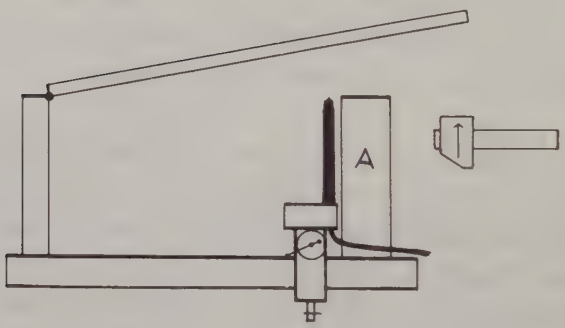

Abb. 12: Versuchsanordnung zur schnellen Bewegung des Tastbolzens. Belastung: Ein massiver Eisenbügel "fällt" auf die Tasterspitze und bewegt den Tastbolzen. Ein Holzklotz (A) fängt den Bügel ab, damit er nicht den Wegaufnehmer beschädigt. Entlastung: Der Bügel wird durch einen kurzen Schlag mit einem schweren Hammer nach oben bewegt.

Die Geschwindigkeit v, mit welcher sich das Ende des Bügels bewegt, läßt sich durch den folgenden Rechengang ermitteln:

Es handelt sich um eine Drehbewegung.

Also gilt für v: $v = R \cdot \omega$ (1)

R = Länge des Bügels
ω = Winkelgeschwindigkeit

Für ω gilt: $\omega = ß \cdot t$ (2)

$ß$ = Winkelbeschleunigung
t = Zeit

(1) in (2) $v = R \cdot ß \cdot t$ (3)

Für ß gilt: $ß = \frac{D}{T}$ (4)

D = Drehmoment
T = Trägheitsmoment

Für D gilt: $D = K \cdot \frac{R}{2}$ (5)

K = Kraft
Für die Bestimmung von D kann man die Masse des Bügels im Schwerpunkt zusammenziehen. Dieser hat den Abstand R/2 vom Drehpunkt.

Für K gilt: $K = m \; g$ (6)

m = Masse des Bügels

(6) in (5) $D = \frac{m \cdot g \cdot R}{2}$ (7)

g = Erdbeschleunigung

Für T gilt: $T = \int_0^R r \; dm$

$T = \frac{1}{3} \; R^2 \cdot m$ (8)

(7) u (8) in (4) $ß = \frac{m \cdot g \cdot R \cdot 3}{2R}$

$ß = \frac{3g}{2R}$ (9)

(9) in (3) $v = \frac{R \cdot t \cdot 3g}{2R}$

$v = \frac{3 \cdot g \cdot t}{2}$ (10) t ist unbekannt, es muß ersetzt werden nach:

$s = \int v \; dt$ (11) s = Fallweg des Bügels

(10) in (11) $s = \int \frac{3}{2} g \cdot t \cdot dt$

$s = \frac{3}{2} g \int t \; dt$

$s = \frac{3}{2} g \frac{1}{2} t^2$ (12)

$t^2 = \frac{4 \cdot s}{3 \cdot g}$

$t = \sqrt{\frac{4 \; s}{3 \; g}}$ (13)

(13) in (10) $v = \frac{3}{2} g \cdot \sqrt{\frac{4 \; s}{3 \; g}}$

$v = \sqrt{\frac{9g^2 \cdot 4s}{4 \cdot 3g}}$

$v = \sqrt{3 \; g \; s}$ (cm/sec) q.e.d.

==========

Bei einem Fallweg von s = 1,5 cm bewegt sich der Bügel und damit der Tastbolzen mit einer Geschwindigkeit von:

$v = \sqrt{3 \cdot 981 \cdot 1,5}$ cm/sec

$v = 66,5$ cm/sec

Der Tastbolzen wurde bei jeder der sechs Meßstufen des Registriergeräts zweimal durch den "fallenden" Bügel in schnelle Bewegung versetzt. Bei allen Meßstufen durchlief der Schreibzeiger des Registrier-

geräts eine Strecke von 2 cm in 1/100 sec. Wenn wir annehmen, daß damit seine Leistungsgrenze erreicht ist, ergibt dies eine maximale Schreibgeschwindigkeit von:

$$\underline{V \text{ max} = 200 \text{ cm/sec}}$$

Bei den gleichartig durchgeführten Entlastversuchen, also beim Wegschlagen des Bügels nach oben, wurde die gleiche Schreibgeschwindigkeit des Zeigers ermittelt.

c) Berechnung der Grenzgeschwindigkeit des Tastbolzens aus der Maximalgeschwindigkeit des Schreibgeräts

Im Abschnitt a) dieses Kapitels wurde die Registrierapparatur mit einem zweiarmigen Hebel verglichen. Es wurde angenommen, das lange Hebelende sei in seiner Bewegung auf eine maximale Geschwindigkeit festgelegt. Diese V max des langen Hebelendes (Schreibzeiger) wurde experimentell auf 200 cm/sec festgelegt. Zu dieser V max gehört nun eine bestimmte Geschwindigkeit des kurzen Hebelendes (Tastbolzens). Diese wird vom Schreibzeiger gerade noch wiedergegeben. Sie wird als Grenzgeschwindigkeit (V_G) des Tastbolzens bezeichnet. V_G und V max stehen analog zu Gleichung (I) (Abschnitt a) miteinander in Beziehung. Gleichung (I) lautete:

$$\frac{V_A}{V_B} = X \qquad \text{(I)}$$

Analog zu (I) kann man formulieren:

$$\frac{V_G}{V \text{ max}} = X \qquad V_G = X \cdot V \text{ max} \qquad \text{(II)}$$

V_B = Geschwindigkeit des langen Hebelendes. Entspricht der Maximalgeschwindigkeit des Schreibzeigers (V max)

V_A = Geschwindigkeit des kurzen Hebelendes. Entspricht der Grenzgeschwindigkeit des Tastbolzens (V_G)

X = Vergrößerungsverhältnis von Bolzenbewegung zu Weg der Schreib-

Da jede Meßstufe des Registriergeräts einen vom Taster aufgenommenen Weg in einem anderen Verhältnis vergrößert, wird bei jeder Meßstufe eine andere V_G errechnet werden. Tabelle 2 zeigt eine Zusammenstellung dieser Daten.

Meßstufe (µ)	X	V max (cm/sec)	V_G (cm/sec)
± 7,5	1/2000	200	0,1
± 15	1/1000	200	0,2
± 30	1/500	200	0,4
± 75	1/200	200	1,0
± 150	1/100	200	2,0
± 300	1/50	200	4,0

Tab. 2: Nach Gleichung (II) wurde bei jeder Meßstufe (Vergrößerungsverhältnis) eine Grenzgeschwindigkeit des Tastbolzens errechnet (Geschwindigkeit, die der Schreibzeiger der Registrierung gerade noch maßstabgerecht aufzeichnet). Die Maximalgeschwindigkeit des Zeigers ist bei allen Meßstufen gleich groß (V max). X = Vergrößerungsverhältnis von Bolzenbewegung zu Weg der Schreibnadel.

Bei Meßstufe ± 300µ (50fache Vergrößerung der Bewegung des Tastbolzens) werden Geschwindigkeiten bis zu 4 cm/sec von der Schreibnadel maßstabgerecht aufgezeichnet. Geschwindigkeiten über 4 cm/sec werden nicht mehr differenziert wiedergegeben. Bei Meßstufe ± 7,5µ (2000fache Vergrößerung ist die Leistungsgrenze der Schreibnadel schon bei der maßstabgerechten Wiedergabe einer Geschwindigkeit von 0,1 cm/sec erreicht. Um wieder zum Beispiel des zweiarmigen Hebels zurückzukommen bedeutet dies:

Je länger der lange Hebelarm im Verhältnis zum kurzen Hebelarm wird (stärkere Vergrößerung), um so langsamer bewegt sich das kurze Hebelende (Tastbolzen) bei einer immer konstanten Geschwindigkeit des langen Hebelendes (Schreibzeiger).

Die Bewegungsgeschwindigkeiten, welche mit der Registrierapparatur meßbar sind, reichen bis zu 4 cm/sec. Sie sind ziemlich klein. Eine Auslenkung des Tastbolzens durch den Bügel mit einer Geschwindigkeit von 66,5 cm/sec genügte vollkommen, um die obere Leistungsgrenze der Apparatur zu ermitteln.

Zusammenfassung

Die Bewegungsgeschwindigkeit, die mit der Registrierapparatur meßbar ist, wurde experimentell bestimmt. Sie beträgt bis zu 4 cm/sec. Geschwindigkeiten des Tastbolzens über 4 cm/sec werden nicht mehr differenziert dargestellt.

3. Meßbereich und Meßfelder des Registriergeräts

In jeder Meßstufe wird der vom Taster aufgenommene Weg verschieden vergrößert. Einem Millimeter auf dem Registrierpapier entspricht je nach Vergrößerung eine verschieden große Bewegung des Tastbolzens. Bei Meßstufe $\pm$ 300 μ (50fache Vergrößerung der Bolzenbewegung) entspricht 1 mm auf dem Registrierpapier $\frac{1}{50}$ mm Bewegung der Tasterspitze. Der Registrierstreifen ist 30 mm breit. Diese 30 mm stehen für die Aufzeichnung einer Bewegungsgröße zur Verfügung. Die gesamte Meßbreite beträgt dann $30 \cdot \frac{1}{50} = 0,6$ mm. Je stärker die Vergrößerung, um so kleiner wird die Bewegung des Tastbolzens, der 1 mm auf dem Registrierpapier entspricht. Auch der Meßbereich wird kleiner. So kann bei Meßstufe $\pm$ 7,5 μ (2000fache Vergrößerung) nur noch eine Bewegung von $\frac{1 \cdot 30}{2000} = 0,015$ mm aufgeschrieben werden. In Tabelle 3 sind die den einzelnen Meßstufen entsprechenden Werte aufgezeichnet. Die Meßbereiche gelten für die Tastbolzen- bzw. Zahnbewegung in einer Richtung. Die gesamte Auslenkung, die in oraler und vestibulärer Richtung registriert werden kann, entspricht der doppelten Meßbreite.

Meßstufe	Vergrößerung	1 mm Registrierpapier entspr. mm Bolzenbew.	Meßbereich (mm)
± 7,5 µ	2000fach	0,00005	0,015
± 15 µ	1000fach	0,001	0,03
± 30 µ	500fach	0,002	0,06
± 75 µ	200fach	0,005	0,15
± 150 µ	100fach	0,01	0,3
± 300 µ	50fach	0,02	0,6

Tab. 3: Für jede Meßstufe ist der Meßbereich aufgetragen und der Wert der Bewegung des Tastbolzens, welchem 1 mm auf dem Registrierstreifen entspricht.

Zusammenfassung

Der Meßbereich ist um so größer, je weniger die vom Tastbolzen aufgenommene Strecke vom Registriergerät vergrößert aufgezeichnet wird. Es können Bewegungen in einer Richtung bis zu 0,6 mm aufgezeichnet werden.

Die Herstellfirma Förster, Reutlingen, gibt für das Gerät einen Meßfehler von ± 0,1 µ = ± 0,0001 mm an.

4. Die Ablesegenauigkeit

Die fortlaufende Registrierung der Meßwerte erlaubt eine Auswertung der Kurven nach dem Meßvorgang. Das Ablesen der Werte muß nicht während der Messung vorgenommen werden. Dadurch wird der Ablesefehler erheblich verringert.

Die Schreibnadel des Geräts schreibt einen Strich von etwa 0,3 mm Breite. Ein Ablesen der Werte von dem Registrierstreifen auf 0,5 mm genau ist daher gut möglich. Dieser Wert ist bei den einzelnen Vergrößerungsstufen verschieden groß. Die kleinste Ablesegenauigkeit ist bei der kleinsten Vergrößerung ($\pm$ 300 µ). Hier entsprechen 0,5 mm auf dem Registrierpapier einer Bewegung des Tastbolzens von 0,01mm. Bei Meßstufe $\pm$ 7,5 µ wird eine Ablesegenauigkeit von 0,00025 mm = 1/4 µ erreicht.

Zusammenfassung

Die Ablesegenauigkeit ist bei der kleinsten Vergrößerung der Bewegung des Tastbolzens am kleinsten und nimmt mit steigender Vergrößerung zu. Sie liegt zwischen 0,00025 mm und 0,01 mm.

B. Versuche zur Bestimmung der Fehlermöglichkeiten bei einer Zahnbeweglichkeitsmessung

In diesem Abschnitt sollen die einzelnen Faktoren betrachtet werden, die bei Messungen am gleichen Zahn zu einem unterschiedlichen Meßergebnis führen können.

Grundsätzlich können folgende Faktoren zu unterschiedlichen Meßergebnissen führen:

1. Änderungen im Registriersystem
   a) Fixierung des Feinmeßtasters
   b) Ansatzpunkt des Tasters am Zahn
   c) Richtung des Tasters
   d) Anlagedruck des Tastbolzens

2. Änderungen im kraftgebenden System

   a) Betrag der Kraft
   b) Dauer der Kraftwirkung
   c) Ansatzpunkt des Kraftgebers am Zahn
   d) Richtung des Kraftgebers

3. Änderungen im Parodontium

   a) Physiologische Änderungen
      a1) während einer Versuchsreihe
      a2) während eines Tages
      a3) über längere Zeitabschnitte
   b) Pathologische Änderungen

Zu den Punkten 1a - d, 2c, 3a1 und 3a2 wurden Untersuchungen angestellt. Zu den Punkten 2b und 2d werden Versuchsergebnisse von A. Pflomm (16) zitiert.

1. Das "Parodontogramm" und seine Auswertung

Für den Vergleich von Meßwerten, wie er in den folgenden Kapiteln vorgenommen wird, eist es Grundvoraussetzung, daß die Parodontogramme richtig ausgewertet werden.

Das Parodontogramm ist ein Weg-Zeit Diagramm mit gekoppelter Kraftmarkierung. Es gibt die Bewegungsform des belasteten Zahnes wieder. Am Beispiel eines parodontal gesunden linken oberen mittleren Schneidezahnes wird der Aufbau eines Parodontogramms erläutert (Abb. 13).

Die Zeit (t) ist auf der Abszisse in Sekunden (sec), die Auslenkung des Zahnes in u auf der Ordinate aufgetragen. Die Zacken am oberen Rand des Parodontogramms stellen die Kraftmarkierungen dar. Jeder Zackenbeginn bedeutet bei einer Gesamtbelastung von 500 Pond (p) 50 p. Die Auslenkung des Zahnes geschah in vestibulärer Richtung.

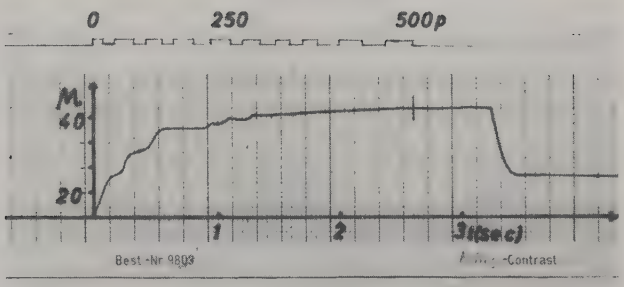

Abb. 13: Parodontogramm eines parodontal gesunden +1. Meßstufe ± 30 µ. Abszisse = Zeit (t) in sec. Ordinate = Weg des Zahnes in µ. Am oberen Rand des Registrierstreifens die Kraftmarkierungen. Der Beginn jeder Registrierzacke bedeutet hier 50 Pond (p). Man beachte den steilen Anstieg, das flache Weiterlaufen und den plötzlichen Abfall der Kurve. Belastung des Zahnes in vestibulärer Richtung. Maximale Auslenkung bei 500 p : 44 µ. Der Zahn kehrt nicht ganz in seine Ausgangslage zurück.

Die Kurve beginnt steil und läuft flach weiter. Bei 500 p Gesamtbelastung ist der Hauptteil der Zahnbewegung schon bei Kräften bis 100 p erfolgt. Nach Erreichen der 500 p wird der Zahn noch kurze Zeit weiterbelastet. Die Kurve läuft weiter, um nach Absetzen der Kraft scharf abzuknicken. Der Zahn kehrt schnell, dann langsamer in seine Ausgangslage zurück. Die unregelmäßigen Zacken in der Kurve rühren daher, daß der Zahn durch einen von Hand geführten Kraftgeber belastet wurde. Dies gelingt je nach Übung mehr oder weniger ruhig.

Wird ein Zahn durch eine Kraft ausgelenkt, benötigt er eine gewisse Zeitspanne, um in seine Ausgangslage zurückzukehren. Diese Feststellung machten H. Heinroth (5), H.R. Mühlemann (11) und G.J. Parfitt (15). H.R. Mühlemann bezeichnet dieses Verhalten

des Zahnes als "elastische Nachwirkung". Er deutet sie als Hysterese, wie sie in vitro bei der Dehnung von kollagenen Fasern auftritt.

An Frontzähnen von zwei Versuchspersonen mit klinisch gesundem Parodontium konnte die "elastische Nachwirkung" auch festgestellt werden. Sie war bei allen 190 daraufhin untersuchten Parodontogrammen registriert worden. Die Rückstellzeit in die Ausgangslage dauerte bis zu fünf Minuten.

Die Folgerungen, die sich aus der "elastischen Nachwirkung" für die Auswertung von Parodontogrammen ergeben, sollen an einem praktischen Beispiel erläutert werden:

Ein Zahn wird belastet und gibt der einwirkenden Kraft nach (Abb. 13). Im Abstand von fünf Sekunden folgt bei gleicher Tastereinstellung eine zweite Belastung (Abb. 14). Zwischen erster und zweiter Messung hatte der Zahn nicht genügend Zeit, um in seine Ausgangslage zurückzukehren. Die zweite Auslenkung erscheint daher kleiner als die erste Messung. Sie ist es aber nur scheinbar. Mißt man auch die Werte der zweiten Kurve von der Nullinie des ersten Parodontogramms ausgehend, erhält man für die erste und zweite Messung ähnliche Werte. Diese Erscheinung konnte an den Zähnen +2 +1 1+ 2+ einer Versuchsperson mit klinisch gesundem Parodontium mit fünfzig Beispielen belegt werden.

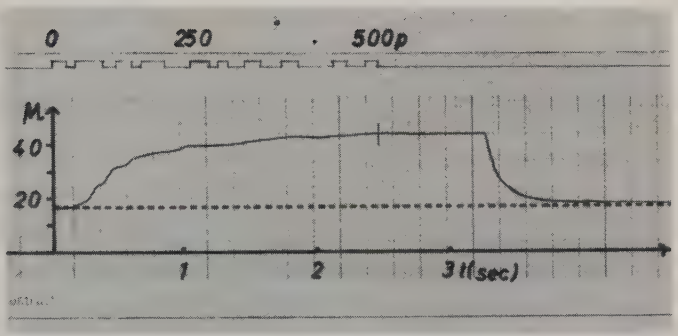

Abb. 14: Parodontogramm des gleichen Zahnes wie in Abb. 13. Fünf Sekunden später, bei gleicher Tastereinstellung aufgenommen. Die Kurve ist flacher, da der Zahn seit der letzten Messung noch nicht in seine Ausgangslage zurückgekehrt ist. Mißt man die maximale Auslenkung bei 500 p von der Nullinie der ersten Messung ausgehend, erhält man den gleichen Wert (44 µ). Meßstufe ± 30 µ.

Zusammenfassung

1. Wertet man Parodontogramme aus, die in kurzem Abstand nacheinander bei gleicher Tastereinstellung aufgenommen worden sind, muß man alle Kurven von der Nullinie des ersten Parodontogramms ausgehend vermessen.

2. Wird nach einer Messung der Taster neu an den gleichen Zahn angesetzt, muß zwischen den einzelnen Messungen ein Abstand von ca. fünf Minuten gelassen werden. Der Zahn muß vor einer neuen Messung Zeit haben, in seine Ruhelage zurückzukehren.

2. Versuche zur Bestimmung der absoluten Ruhelage des Feinmeßtasters

Eine feste Verbindung des Feinmeßtasters mit den Zähnen ist Voraussetzung für eine fehlerfreie Messung. Die Verbindung zwischen Feinmeßtaster und Aufbißlöffel ist durch Schrauben gesichert, und als fest anzusehen. Ein Problem stellt die Fixierung des Mundeinsatzes an den Zähnen dar. Es wurde dazu ein selbstpolymerisierender Kunststoff verwandt. Auch mit den von H.R. Mühlemann (11) zu diesem Zweck verwandten Abdruckgips wurden Versuche durchgeführt. Um die Ruhelage des Tasters während des Meßvorganges zu überprüfen, ist das Registriergerät gut geeignet. Es wurden dazu zwei Gruppen von Versuchen durchgeführt:

1. Der Taster wurde auf einen Zahn eingestellt. Der Zahn bleibt unbelastet. Es sollte hier festgestellt werden, ob sich in einer bestimmten Zeit Oberkiefer und Unterkiefer im Aufbißlöffel gegeneinander verschieben können. Kleinste Verschiebungen würden vom Taster aufgenommen und vom Meßgerät aufgezeichnet. Durchgeführt wurden an drei Versuchspersonen insgesamt zehn Versuche mit "Palavitaufbiß" und fünf Versuche mit "Gipsaufbiß".

   In beiden Fällen war es für den Geübten möglich, den Aufbißlöffel über eine Zeit von vier Minuten absolut ruhig zu halten. Eine ungeübte Versuchsperson konnte den Löffel mit Palavitfixierung mindestens dreißig Sekunden ruhig halten. Bei Fixierung des Aufbißlöffels mit Gips ergaben sich beim Ungeübten Zeiten von mindestens achtzig Sekunden. Mangelnde Konzentrationsfähigkeit und Angst vor dem Versuch wirken sich nachteilig aus.

2. Bei einer Versuchsperson wurde ein Zahn vollständig von seinen Nebenzähnen separiert. Auf diesen Zahn wurde der Taster eingestellt. Ein Nebenzahn wurde belastet. Seine Bewegung kann sich, da der Kontaktpunkt fehlt, nicht auf den Zahn übertragen, an welchem der Taster angesetzt ist. Zweck dieses Versuches war es,

festzustellen, ob sich Mundeinsatz mit Taster während einer Krafteinwirkung auf den Kiefer verschieben. Durchgeführt wurden acht Belastungen des Zahnes mit 500 p und zwei Belastungen mit 1000 p. (Palavitaufbisse). Bei allen zehn Versuchen wurden Mundeinsatz und Kiefer durch die einwirkende Kraft nicht gegeneinander verschoben (Abb. 15).

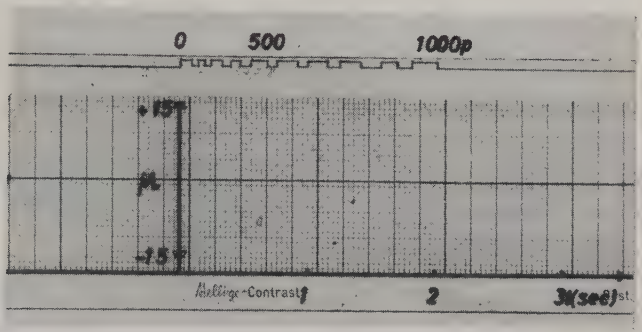

Abb. 15: Taster an 2+ angesetzt. 3+ wird mit 1000 p belastet. 2+ und 3+ sind separiert. Das Registriergerät schreibt eine Gerade. Durch die Belastung werden also Zahnbögen und Mundeinsatz nicht gegeneinander verschoben. Meßstufe ± 15 µ.

Bei einem Vergleich zwischen Abdruckgips und Autopolymerisat bezüglich ihrer Verwendbarkeit zum Fixieren der Mundeinsätze an den Zähnen, erweisen sich beide als geeignet. Palavit hat allerdings den Vorzug, daß der gleiche Aufbiß öfters verwandt werden kann. Dies bedeutet, weniger Belästigung für den Patienten, Zeitersparnis und die Erleichterung einer identischen Tastereinstellung bei vergleichenden Messungen.

Zusammenfassung

Eine starre Fixierung des Mundeinsatzes an den Zähnen während eines Meßvorganges ist durch Autopolymerisat oder Abdruckgips möglich.

3. Die experimentell bestimmte Fehlerbreite zwischen zwei Einzelmessungen

Beim Meßvorgang können weitere Fehler dadurch entstehen, daß bei verschiedenen Einzelmessungen Kraftgeber und Taster nicht in gleicher Stellung und Richtung wie bei der Vergleichsmessung eingestellt werden. Bevor die einzelnen Fehlermöglichkeiten getrennt untersucht wurden, wurde experimentell die Gesamtfehlerbreite bestimmt, die zwischen zwei Messungen tatsächlich auftritt. Dabei spielt es eine Rolle, ob der Taster zwischen zwei Messungen neu angesetzt wird, oder ob er während einer Meßreihe gleich eingestellt bleibt.

Die Mittelwerte der Meßreihen wurden über das arithmetische Mittel bestimmt. Es wird errechnet aus der Summe der Einzelwerte, dividiert durch die Anzahl dieser Werte.

Arithmetisches Mittel: $$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 \ldots\ldots x_n}{N}$$

$x_1 + x_2 \ldots\ldots x_n$ = Summe der Einzelwerte

N = Anzahl der Einzelwerte.

Die Einzelwerte streuen mit einer bestimmten Abweichung um das arithmetische Mittel. Dieser mittlere Fehler des Einzelwerts wird nach folgender Formel berechnet:

Mittlerer Fehler des Einzelwertes: $$s = \pm\sqrt{\frac{\varepsilon x_i^2 - \bar{x} \cdot \varepsilon x_i}{N-1}}$$

εx_1 = Summe der Einzelwerte

$\bar{x}$ = Arithmetisches Mittel

Sämtliche Messungen wurden an Frontzähnen bei Versuchspersonen mit klinisch gesundem Parodontium durchgeführt. Die Ergebnisse beziehen sich also nur auf gesunde einwurzlige Zähne.

a) Die Fehlerbreite bei gleicher Tastereinstellung während einer Meßreihe

An Frontzähnen von zwei Versuchspersonen wurden fünf Meßreihen bestehend aus insgesamt 93 Einzelmessungen durchgeführt. Belastung 500 p. Es wurde jeweils die gleiche Tageszeit eingehalten. Der Abstand zwischen den Einzelmessungen betrug etwa fünf Sekunden. Es ließ sich eine Fehlerbreite, d.h. ein mittlerer Fehler des Einzelwertes von $s = \pm 2{,}4\,\mu$ errechnen. Bezogen auf die mittlere Bewegung dieser Frontzähne von 30 μ bedeutet dies eine Fehlerbreite von $\pm$ 8 %.

Bei gleicher Tastereinstellung während einer Meßreihe kann der Meßfehler nicht durch die Tasterstellung bedingt sein. Der Meßfehler muß durch andere Komponenten, so zum Beispiel durch unterschiedlichen Ansatz und Richtung des Kraftgebers entstehen.

b) Die Fehlerbreite bei neuer Tastereinstellung nach jeder Einzelmessung

Wie im Kapitel B1 erwähnt, muß bei neuer Tastereinstellung zwischen den Einzelmessungen ein Abstand von mindestens fünf Minuten eingehalten werden. Der Zahn muß vor einer neuen Messung in seine Ausgangslage zurückgekehrt sein. An Frontzähnen der gleichen Versuchspersonen wie im obigen Versuch wurden fünf Meßreihen bestehend aus insgesamt 61 Einzelmessungen durchgeführt. Belastung 500 p. Einhaltung der gleichen Tageszeit. Es ließ sich ein mittlerer Fehler des Einzelwertes von $s = \pm 2{,}6\,\mu$ errechnen. Auf die mittlere Bewegung der Zähne von 30 μ bezogen, bedeutet dies einen Fehler von $\pm$ 8,6 %.

Die geringe Vergrößerung der Fehlerbreite von $\pm$ 0,2 μ ($\pm$ 0,6 %) wird durch das Neueinstellen des Tasters vor jeder Messung bedingt. Dieser Fehler ist deshalb so gering, weil der Taster vor dem Meßvorgang eingestellt wird. Der Kraftgeber hingegen wird während des Meßvorganges angesetzt, eine gleichartige Einstellung ist hier nicht so genau zu errei-

chen. In den folgenden Kapiteln werden die Fehler, die durch die Einstellung des Tasters bzw. des Kraftgebers entstehen können einer getrennten eingehenden Untersuchung unterzogen.

Zusammenfassung

Der experimentell ermittelte Fehler zwischen zwei Einzelmessungen liegt bei gleicher Tastereinstellung während einer Meßreihe bei ± 2,4 µ (± 8 %). Bei neuer Tastereinstellung nach jeder Einzelmessung steigt der Fehler auf ± 2,6 µ (± 8,6 %). Durch die Neueinstellung des Tasters wird der Meßfehler nur geringfügig erhöht (± 0,6 %).

4. Der Ansatzpunkt des Tasters am Zahn

Wird ein Zahn an seiner Krone in horizontaler Richtung belastet, beschreibt diese einen Kreisbogen. Der Mittelpunkt des Kreisbogens, also der Drehpunkt des Zahnes, liegt nach Angaben von H. R. Mühlemann (11) bei Kräften bis 500 Pond am Beginn des apicalen Drittels der Wurzel.

Wenn der Meßtaster bei Messungen am gleichen Zahn verschieden in vertikaler Richtung auf den Zahn eingestellt wird, müssen sich die Meßergebnisse theoretisch unterscheiden. In diesem Kapitel soll berechnet werden, ob dieser Unterschied signifikant ist. Dabei wurde vorausgesetzt, daß eine Zweiteinstellung des Tasters auf einen Millimeter genau möglich ist. Die Berechnung erfolgt am Beispiel eines oberen mittleren Incisivus. Eine schematische Darstellung der Verhältnisse zeigt Abbildung 16.

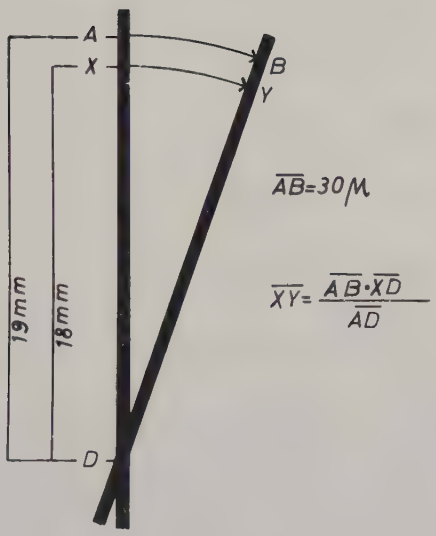

Abb. 16: Schematische Darstellung der Bewegung eines belasteten Zahnes.
D = Drehpunkt des Zahnes in der Alveole
$\overline{AB}$ = Ausschlag des Zahnes bei Tasteransatz in A
$\overline{XY}$ = Ausschlag des Zahnes bei Tasteransatz in X
$\overline{AD}$ bzw. $\overline{XD}$ = Abstand der Punkte A und X vom Drehpunkt D

G. Wetzel (23) gibt für obere mittlere Frontzähne eine durchschnittliche Gesamtlänge von 24 Millimetern und eine durchschnittliche Wurzellänge von 12,4 Millimetern an. Der Drehpunkt des Zahnes liegt dann etwa 4 mm von der Wurzelspitze entfernt. Der Ansatzpunkt A des Tasters (1 mm unter der Schneidekante) hat also einen Abstand von 19 mm vom Drehpunkt ($\overline{AD}$ = 19 mm). Der Ansatzpunkt X des Tasters (1 mm unter A) ist dann 18 mm vom Drehpunkt entfernt ($\overline{XD}$ = 18 mm). Bei Belastung des

Zahnes beschreiben die Punkte A und X einen Kreisbogen um D. Für kleine Winkel kann man näherungsweise die Bögen AB und XY den Strecken AB und XY gleichsetzen. Nach dem Strahlensatz läßt sich das Verhältnis von AB zu XY folgendermaßen ausdrücken:

$$\frac{\overline{AB}}{\overline{XY}} = \frac{\overline{AD}}{\overline{XD}}$$

$$\overline{XY} = \frac{\overline{AB} \cdot \overline{XD}}{\overline{AD}}$$

$$\overline{XY} = \frac{\overline{AB} \cdot 18}{19} = \overline{AB} \cdot 0,94$$

Die Strecke AB ist um den Faktor 0,94 größer als die Strecke XY.
Dazu ein Beispiel:
Die durchschnittliche Auslenkung eines parodontal gesunden oberen mittleren Incisivus beträgt bei 500 p Belastung und Ansatz des Tasters einen Millimeter unter der Schneidekante in einer Richtung 30 µ. $\overline{AB}$ = 30 µ $\overline{XY}$ ist dann: 30µ 0,94 = 28,2 µ. $\overline{AB}$ ist um 1,8 u größer als $\overline{XY}$.

Die experimentelle Bestätigung dieses Fehlers von 1,8 u ist bei einem gesamten Meßfehler von ± 2,6 µ nicht möglich. Das heißt, diese einzelne Fehlerkomponente läßt sich im Experiment nicht signifikant herausstellen, da der Fehler der Meßmethode größer ist, als der zu bestimmende.

Zusammenfassung

Der Unterschied zwischen zwei Messungen, bei denen sich der Ansatzpunkt des Tasters in vertikaler Richtung um einen Millimeter unterscheidet, wurde berechnet. Diese Fehlerkomponente ist nicht signifikant.

5. Die Richtung des Meßtasters

Bei vergleichenden Messungen der Zahnbeweglichkeit muß darauf geachtet werden, daß der Taster senkrecht auf der Zahnachse steht. Der Taster muß außerdem senkrecht auf die Labialfläche des Zahnes gerichtet sein. Dieses Kapitel enthält eine Berechnung des Fehlers, der auftritt, wenn die Tastereinstellung in transversaler Richtung von der Senkrechten abweicht (Abb. 17).

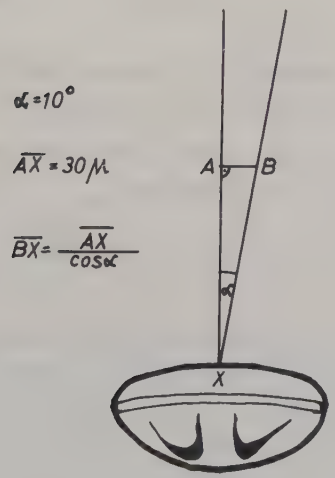

Abb. 17: Schematische Darstellung der Richtung der Tasterspitze auf die Labialfläche des Zahnes.
X = Ansatzpunkt der Tasterspitze
$\overline{AX}$ = Senkrechte Einstellung des Tasters
$\overline{BX}$ = Um $\alpha = 10^{0}$ gedrehte Einstellung des Tasters

Es wird vorausgesetzt, daß es möglich ist, den Taster auf 10 Grad genau zur Senkrechten einzustellen. Bei der senkrechten Tasterstellung wird ein Ausschlag des Zahnes $\overline{AX}$ gemessen. Bei der um $\beta = 10^{o}$ gedrehten Stellung des Tasters wird der Ausschlag $\overline{BX}$ gemessen.

Das Verhältnis von $\overline{AX}$ und $\overline{BX}$ kann man errechnen nach:

$$\cos \beta = \frac{\overline{AX}}{\overline{BX}} \quad \overline{BX} = \frac{\overline{AX}}{\cos \beta}$$

$$BX = \frac{\overline{AX}}{\cos 10^{o}} = \frac{\overline{AX}}{0,98}$$

Die Strecke $\overline{AX}$ ist um den Faktor 0,98 kleiner als die Strecke $\overline{BX}$.

Dazu ein praktisches Beispiel:
Die Auslenkung der Tasterspitze bei senkrechter Einstellung sei $\overline{AX}$ = 30 u. $\overline{BX}$ ist dann $\frac{30\mu}{0,98}$ = 30,6 µ. Die Strecken $\overline{AX}$ und $\overline{BX}$ unterscheiden sich um 0,6 µ. Dieser Unterschied ist bei einem Gesamtfehler von $\pm$ 2,6 µ nicht signifikant.

Zusammenfassung

Der Unterschied zwischen zwei Messungen, bei denen der Taster um 10^{o} verschieden eingestellt war, wurde berechnet. Diese Fehlerkomponente ist nicht signifikant.

6. Der Anlagedruck des Tastbolzens

Bei dem anfänglich verwandten Meßtaster wurde der Tastbolzen durch eine kleine Feder in Kontakt mit dem Zahn gehalten. Dieser Anlagedruck betrug siebzig Pond.Er drängt den Zahn aus seiner Ruhelage. Die Ausgangsstellung des Zahnes für die Messung wird nach oral verlegt. Daraus muß bei Belastung in oraler Richtung eine zu geringe Auslenkung und in vestibulärer Richtung ein zu großer Weg des Zahnes resultieren.

Mit den folgenden Meßreihen wurde zu klären versucht, ob der Anlagedruck des Tasters die Meßergebnisse entscheidend verändert. Sie wurden mit Hilfe des t-Testes miteinander verglichen.

Der t-Test zeigt an, ob sich die Mittelwerte zweier Meßreihen a und b "signifikant" voneinander unterscheiden oder nicht.

$$t = \frac{\bar{x}a - \bar{x}b}{\sqrt{\frac{(\sum x_i^2 - \bar{x}\ x_i)\,a - (\sum x_i^2 - \bar{x} \cdot \sum x_i)\,b}{Na + Nb - 2}}} \cdot \sqrt{\frac{Na \cdot Nb}{Na - Nb}}$$

$\bar{x}a$ = Arithmetisches Mittel der Meßreihe a

Na = Anzahl der Einzelwerte der Meßreihe a

$\sum x_i$ = Summe der Einzelwerte.

Mit Hilfe des t-Wertes kann man in Tabellen die Irrtumswahrscheinlichkeit P (%) entnehmen, mit der sich die zwei Meßreihen unterscheiden.

Es wurden in oraler und vestibulärer Richtung vergleichende Messungen durchgeführt:

a) mit einem Taster mit Anlagedruck (T 70)

b) mit einem Taster ohne Anlagedruck (T 0).

Um den Anlagedruck des Tasters auszuschalten, wurde die Tasterfeder entfernt. Die Tasterspitze kann jetzt drucklos in Kontakt mit dem Zahn gebracht werden. Der Reibungswiderstand des Bolzens von etwa einem Pond kann vernachlässigt werden. Damit aber der Tastbolzen den Bewegungen des Zahnes folgt, muß die Tasterspitze jetzt fein mit Klebewachs am Zahn festgeklebt werden.

An den Zähnen +2 +1 1+ 2+ einer Versuchsperson wurden insgesamt 400 Messungen durchgeführt. Belastung 200 und 500 Pond. Bei beiden Belastungsgrößen ergab sich folgendes Resultat: Die Oralbewegung gemessen mit dem Taster T 0 ist nach statistischer Berechnung signifikant größer als die Oralbewegung gemessen mit dem Taster T 70. Die Vestibulärbewegung gemessen mit dem Taster T 0 ist mit statistischer Sicherheit kleiner, als diejenige gemessen mit dem Taster T 70. Tabelle 4 und die Abbildungen 19 bis 22 zeigen die Ergebnisse im Einzelnen.

Zahn	O (µ)	o (µ)	t (O/o)	S (%)	V (µ)	v (µ)	t (V/v)	S (%)
-1	7,0	22,7	7,47	99,9	39,7	26,5	5,12	99,9
1-	7,4	22,5	6,17	99,9	38,6	26,0	6,70	99,9
-2	8,9	23,1	3,93	99,8	40,3	33,1	2,31	95
2-	8,1	26,2	8,89	99,9	41,6	27,5	5,15	99,9

Tab. 4: Mittelwerte aus 16 Meßreihen bestehend aus insgesamt 270 Einzelmessungen. Belastung 200 p. Registrierung der Werte mit einem Taster mit Anlagedruck (T 70) und einem Taster ohne Anlagedruck (T 0)

O = Oralbewegung bei Registrierung mit Taster T 70
o = Oralbewegung bei Registrierung mit Taster T 0
V = Vestibulärbewegung bei Registrierung mit Taster T 70
v = Vestibulärbewegung bei Registrierung mit Taster T 0
t = t-Wert beim Vergleich der Meßreihen O und o bzw. V und v
S = Signifikanz in %, mit welcher sich die Meßreihen unterscheiden

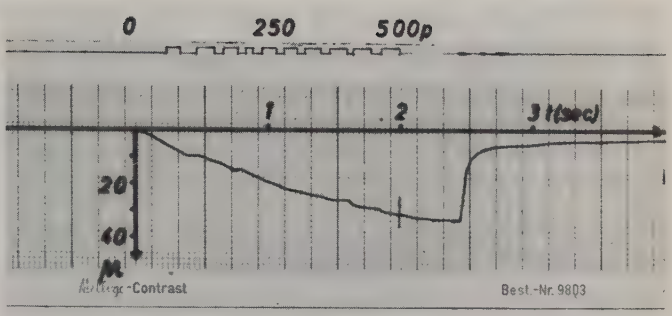

Abb. 18: Parodontogramm eines parodontal gesunden +2. Meßstufe ± 30 µ. Maximale Auslenkung bei 500 p: 31 µ in oraler Richtung. Aufgenommen mit dem Taster T 0

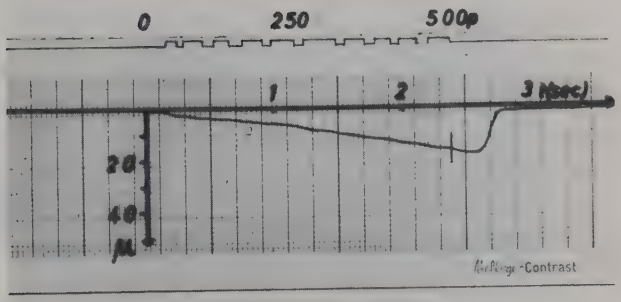

Abb. 19: Parodontogramm des gleichen Zahnes wie in Abb. 18, fünf Minuten später aufgenommen. Meßstufe ± 30 µ. Maximale Auslenkung bei 500 p: 16 µ in oraler Richtung. Aufgenommen mit dem Taster T 70. Der Wert ist um 15 µ kleiner, als der mit dem Taster T0 gemessene

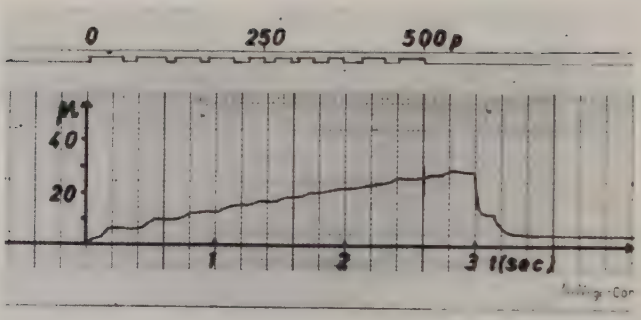

Abb. 20: Parodontogramm eines parodontal gesunden 2+. Meßstufe ± 30 µ. Maximale Auslenkung bei 500 p: 26 µ in vestibulärer Richtung. Aufgenommen mit dem Taster T 0

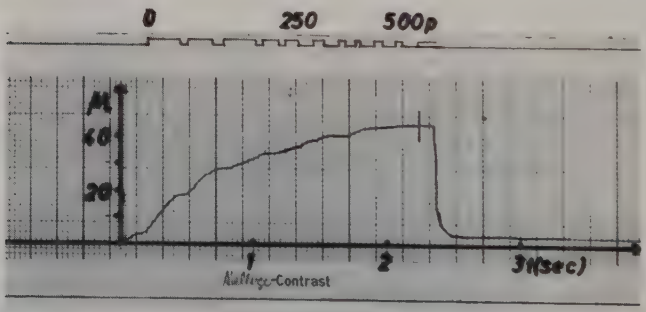

Abb. 21: Parodontogramm des gleichen Zahnes wie in Abb. 20. Fünf Minuten später aufgenommen. Meßstufe ± 30 µ. Maximale Auslenkung bei 500 p: 45 µ in vestibulärer Richtung. Aufgenommen mit dem Taster T 70. Der Wert ist um 19 µ größer, als der mit dem Taster T 0 gemessene. Abb. 18 bis 21 zeigen Beispiele dafür, daß auch bei Belastung mit 500 p die Oralbewegung mit dem Taster T 70 zu klein und die Vestibulärbewegung zu groß gemessen wird.

Als weiteres wurde der Betrag bestimmt, um den sich die Maximalwerte der Kurven, die mit dem Taster T 0 und T 70 aufgenommen wurden, unterscheiden.

Der Anlagedruck des Tasters beträgt 70 p. An den Zähnen +2 +1 1+ 2+ der gleichen Versuchsperson wurden 82 Belastungen mit 70 p in oraler Richtung durchgeführt. Die Bewegung wurde mit dem Taster T 0 gemessen. Der Mittelwert aus allen Messungen ergab eine Oralbewegung von 16 µ. Der mittlere Unterschied zwischen allen Maximalwerten gemessen mit dem Taster T 0 und T 70 wurde bestimmt. Er liegt bei 15,4 µ. Dies ist als Bestätigung dafür anzusehen, daß sich die Parodontogramme durchschnittlich um den Betrag unterscheiden, um den der Zahn durch den Druck der Tasterfeder aus seiner Ausgangslage gedrängt wird. In diesem Falle beträgt der Wert etwa 16 µ.

Zusammenfassung

Es konnte festgestellt werden, daß durch den Anlagedruck des Tastbolzens das Meßergebnis verändert wird. Ein Taster ohne Anlagedruck registriert die richtigen Werte. Durch den Anlagedruck des Tasters werden die Oralbewegungen signifikant kleiner und die Vestibulärbewegungen signifikant größer als sie es tatsächlich sind. Die tatsächlichen und die durch den Tasterdruck veränderten Bewegungswerte unterscheiden sich um den Betrag, um welchen der Zahn durch die Tasterfeder aus seiner Ruhelage gedrängt wird.

7. Der Einfluß der Kraftgröße

Eine weitere Fehlerquelle kann dadurch entstehen, daß der Zahn bei vergleichenden Messungen mit verschiedenen Kraftgrößen belastet wird. Diese Fehlermöglichkeit ist bei der hier verwandten Meßanordnung durch den besonderen Bau des Kraftgebers ausgeschaltet.

Wesentlich hierbei ist die Registrierung der Kraftmarkierungen. Sie bedeuten Punkte bestimmter Kompression der Feder des Kraftgebers, also Punkte bestimmter Kraftgrößen. Bei der vergleichenden Auswertung von Parodontogrammen kann man sich also auf die vom Registriergerät aufgezeichneten Punkte gleicher Kraftgröße beziehen. (Nähere Angaben über Bau und Funktion des Kraftgebers sind in der Arbeit von A. Pflomm (16) enthalten.)

8. Dauer der Kraftwirkung und Richtung des Kraftgebers

Die Dauer der Kraftwirkung und die Kraftrichtung sind bei der Führung des Kraftgebers von Hand nicht bei jeder Messung identisch wiederholbar. Die Untersuchungen über die dabei auftretenden Fehlergrößen wurden von A. Pflomm (16) durchgeführt. Nachfolgend werden kurz seine Ergebnisse zusammengefaßt:

Bei einer beabsichtigten Kraftdauer von 2 Sekunden schwankte diese zwischen 1,7 und 2,4 Sekunden. Die Zahnbeweglichkeit bei einer Belastungszeit von 1,7 Sekunden wies jedoch keinen signifikanten Unterschied gegenüber derjenigen bei 2,4 Sekunden auf.

An einem separierten Frontzahn wurden Meßreihen durchgeführt, bei denen die Kraftrichtung um 10° und um 20° von der senkrechten Einstellung abwich. Die Mittelwerte der Meßreihen bei 0° (32 μ), 10° (29 μ), 20° (17 μ) unterscheiden sich signifikant. Bei einer Abweichung von 10°

von der Senkrechten verminderte sich die Zahnbewegung um 3 u. Bezogen auf die mittlere Zahnbewegung bei senkrechter Kraftrichtung von 32 u ist dies eine Differenz von 9,4 %.

Zusammenfassung

Bei Belastungszeiten von 1,7 und 2,4 Sekunden unterscheiden sich die Beweglichkeitswerte nicht signifikant. Bei einer Abweichung um 10^{o} von der senkrechten Kraftrichtung nehmen sie um 9,4 % ab.

9. Der Ansatzpunkt des Kraftgebers am Zahn

Hier soll die Frage geklärt werden, ob ein unterschiedlicher Ansatzpunkt des Kraftgebers am Zahn das Meßergebnis signifikant verändert. Bei Vorversuchen konnte festgestellt werden, daß beim Ansetzen des Kraftgebers an der Schneidekante eine Differenz in horizontaler Richtung viel häufiger vorkommt als in vertikaler Richtung. Der Ansatzpunkt wurde daher in verschiedenen Meßreihen in horizontaler Richtung konstant verändert. Die Unterschiede zwischen den Meßreihen sollten mit Hilfe des t-Testes ermittelt werden.

Bei allen Versuchen wurde der Meßtaster möglichst konstant auf einen Punkt eingestellt, der einen Millimeter cervical von der Mitte der Schneidekante liegt. Die Belastung der Zähne war bei allen Messungen 500 Pond. Der Kraftgeber wurde an der Mitte der Schneidekante und einen Millimeter mesial und distal davon angesetzt. Die Ansatzpunkte waren also um einen oder zwei Millimeter voneinander entfernt. Sie wurden mit rotem Fettstift markiert. An den Zähnen 2+ 1+ +1 einer Versuchsperson mit klinisch gesundem Parodontium wurden drei Versuchsreihen bestehend aus insgesamt 61 Einzelmessungen durchgeführt.

Bei allen drei Versuchsreihen ergab sich nach statistischer Berechnung kein signifikanter Unterschied zwischen den Bewegungswerten. Dies bedeutet, daß die Meßergebnisse bei unterschiedlichem Ansatz des Kraftgebers an der Schneidekante um Werte verändert werden, die kleiner sind als der gesamte Meßfehler der Versuchsanordnung. Tab. 5 zeigt ein Beispiel für eine Versuchsreihe.

K1 (µ)	K2 (µ)	K3 (µ)
25	22	25,5
24	24,5	24
23,5	24	22,5
27	27	26
21	23	23
23	25	24
22,5	23,5	22,5
23,5	25	24,5
23	23,5	23,5
26	25,5	25,5
$\bar{x}$ = 23,85	$\bar{x}$ = 24,3	$\bar{x}$ = 24,1
s = 1,73	s = 1,42	s = 1,26
K1 - K2	K2 - K3	K3 - K1
t = 0,45	t = 0,34	t = 0,37

Tab. 5: Bewegungswerte eines parodontal gesunden Zahnes (1+) bei verschiedenem Ansatz des Kraftgebers an der Schneidekante. Belastung 500 p in oraler Richtung. Es handelt sich um Relativwerte, da zur Registrierung ein Taster mit Feder verwendet wurde.
K1 = Kraftansatz 1 mm distal der Schneidekante
K2 = Kraftansatz an der Mitte der Schneidekante
K3 = Kraftansatz 1 mm mesial der Schneidekante
$\bar{x}$ = Arithmetisches Mittel
s = Mittlerer Fehler des Einzelwertes
t = t-Wert. Dieser ergibt bei allen verglichenen Meßreihen keinen signifikanten Unterschied

Zusammenfassung

Durch Versuche konnte gezeigt werden, daß bei Änderungen des Kraftansatzes an der Schneidekante in horizontaler Richtung um einen und zwei Millimeter das Meßergebnis nicht signifikant verändert wird.

10. Änderung der Zahnbeweglichkeit durch mehrmaliges Belasten des Zahnes

H.R. Mühlemann (11) beschreibt, daß bei zwei aufeinanderfolgenden Zahnbeweglichkeitsmessungen die Zweitmessung häufig einen größeren Wert zeigt als die Erstmessung. Er führt dies darauf zurück, daß durch die Erstmessung eine "Bahnung" im Parodontium stattfindet. Durch diese Vorbahnung soll eine zweite Messung mit gleicher Kraft größer ausfallen.

Zu dieser Frage wurden orientierende Untersuchungen angestellt. Dazu wurden Erstmessungen verschiedener Meßreihen an verschiedenen Zähnen der gleichen Versuchsperson addiert und der Mittelwert berechnet. Das gleiche wurde mit den dritten und zehnten Messungen der Reihen durchgeführt. Wenn die Zahnbeweglichkeit während der Meßreihen durch "Bahnung" zugenommen hat, muß sich dies darin äußern, daß die Mittelwerte der dritten bzw. zehnten Messungen größer sind, als die Mittelwerte der Erstmessungen. Der Unterschied kann nur als signifikant gelten, wenn er größer ist, als der mittlere Fehler der Meßmethode.

An zwei Versuchspersonen mit klinisch gesundem Parodontium wurden Oralbewegungen mit einer Belastung von 500 Pond durchgeführt. Davon waren 24 Meßreihen bestehend aus je drei Einzelmessungen und sieben Meßreihen bestehend aus je zehn Einzelmessungen an den Zähnen -3 -2 -1 2- der Versuchsperson (1). Der Mittelwert der dritten Messungen war um 0,3 μ, der der zehnten Messungen um 0,5 μ größer als der Mittelwert der Erstmessungen.

An den Zähnen 3+ 2+ 1+ +1 +2 +3 der Versuchsperson (2) wurden 66 Meßreihen bestehend aus je drei und 24 Meßreihen bestehend aus je zehn Einzelmessungen vorgenommen. Das Mittel der dritten Messungen war um 0.05 µ größer, das Mittel der zehnten Messungen um 0.6 µ kleiner, als das der Erstmessungen. Die Differenzen sind kleiner, als der mittlere Fehler der Meßmethode von + 2,6 µ. Ein signifikanter Unterschied zwischen Erstmessungen und dritten bzw. zehnten Messungen einer Meßreihe geht aus den vorliegenden Meßreihen nicht hervor. Tab. 6 zeigt eine Zusammenstellung der Mittelwerte.

V.-P.	M_1	M_3	D	m_1	m_{10}	d
(1)	12,8	13,1	+0,3	12,6	13,1	+0,5
(2)	20.7	20.75	+0,05	20,3	19,7	-0,6

Tab. 6: Vergleich der ersten mit der dritten bzw. zehnten Messung in Meßreihen an verschiedenen Zähnen

V
V. P. = Versuchsperson (klinisch gesundes Parodontium)
M_1 = Mittelwert aus Erstmessungen
M_3 = Mittelwert der dritten Messungen dieser Meßreihen
D = Differenz zwischen M_1 und M_3
m_1 = Mittelwert anderer Erstmessungen
m_{10} = Mittelwert der zehnten Messungen dieser Meßreihen
d = Differenz zwischen m_1 und m_{10}

Angabe der Werte in µ. Belastung 500 p in oraler Richtung. Die Werte sind keine absoluten Werte sondern relativ, da sie mit einem Taster mit Anlagedruck aufgenommen wurden.

Zusammenfassung

An zwei Versuchspersonen mit klinisch gesundem Parodontium konnten keine Anhaltspunkte dafür gefunden werden, daß sich die Zahnbeweglichkeit durch mehrmalige Belastung ändert.

11. Die Bedeutung des Zeitpunktes der Messung

Bei den Mitarbeitern H.R. Mühlemanns (6) finden sich Angaben darüber, daß die Zahnbeweglichkeit im Laufe des Tages abnimmt. G.J. Parfitt (15) berichtet, daß die Beweglichkeit nach einer Schlafperiode, also morgens, am größten ist.

Die Variation der Zahnbeweglichkeit im Verlauf eines Tages kann eine weitere Fehlerquelle beim Vergleich von Bewegungswerten darstellen. Es wurde deshalb die Zahnbeweglichkeit an zwei Versuchspersonen während insgesamt dreizehn Tagen verfolgt:

morgens zwischen 8 Uhr und 9 Uhr,
mittags zwischen 11 Uhr und 12 Uhr,
abends zwischen 17 Uhr und 18 Uhr.

Um einen eventuellen Einfluß des Kaugeschehens auf die Zahnbeweglichkeit auszuschalten, wurden die Messungen morgens nüchtern, mittags und abends vor den Mahlzeiten vorgenommen. Tab. 7 zeigt eine Zusammenstellung der Meßergebnisse. Jeder Wert ist ein Mittelwert aus drei Einzelmessungen.

Bei den sich über einen ganzen Tag hinziehenden Meßreihen wurde mit Hilfe der statistischen Mittelwertsberechnung der mittlere Fehler des Einzelwertes bestimmt. Er liegt im Durchschnitt bei $\pm$ 5,9 μ. Meßreihen, die zur gleichen Tageszeit aufgestellt worden waren, hatten einen mittleren Fehler des Einzelwertes von $\pm$ 2,6 μ ergeben. Messungen an einem Zahn, die über einen Tag verteilt sind, zeigen also eine größere Schwankungsbreite als solche, die zur gleichen Tageszeit aufgenommen werden. Dies bedeutet, daß die Zahnbeweglichkeit sich im Laufe eines Tages ändert.

V.P.	Pond	Zahn	oral 8-9	oral 11-12	oral 17-18	vestibulär 8-9	vestibulär 11-12	vestibulär 17-18
1	200	1+	29	11	25	45	35	35
		1+	34	20	9	34	28	20
		+1	27	13	26	26	21	26
		+1	34	24	16	21	13	25
		2+	30	28	20	31	23	29
		+2	32	22	16	33	35	31
	500	1+	40	43	40	44	37	54
		+1	42	30	43	42	44	42
3	200	1+	46	40	33	36	40	30
		1+	36	32	27	40	56	44
		+1	34	30	32	--	--	--
		2+	42	32	28	34	42	42
		2+	27	28	28	--	--	--

Tab. 7: Messungen in oraler und vestibulärer Richtung an verschiedenen Tageszeiten. Belastung der Zähne 200 und 500 Pond an zwei Versuchspersonen mit klinisch gesundem Parodontium an 13 verschiedenen Tagen. Angabe der Werte in µ. Jeder Wert ist ein Mittelwert aus drei Einzelmessungen

Die größten und kleinsten über einen Tag verteilten Bewegungswerte in oraler und vestibulärer Richtung wurden zusammengestellt. Von 24 Messungen während 13 verschiedenen Tagen liegen die Maxima:

13 mal zwischen 8 Uhr und 9 Uhr,
5 mal zwischen 11 Uhr und 12 Uhr,
3 mal zwischen 17 Uhr und 18 Uhr
(3 mal gleiche Werte)

Die Minima liegen:

3 mal zwischen 8 Uhr und 9 Uhr,
8 mal zwischen 11 Uhr und 12 Uhr,
10 mal zwischen 17 Uhr und 18 Uhr
(3 mal gleiche Werte).

Zusammenfassung

Die Änderung der Zahnbeweglichkeit in der Zeit zwischen 8 Uhr und 18 Uhr konnte durch Messungen an zwei Versuchspersonen während insgesamt 13 Tagen nachgewiesen werden. Die größten Beweglichkeitswerte häufen sich morgens, die kleinsten Werte gegen Abend.

V. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Das Verdienst E. Zwirners (25) besteht darin, grundsätzliche Betrachtungen zur Zahnbeweglichkeitsmessung angestellt zu haben. An diesen Grundgedanken soll deshalb die Verwendbarkeit des von M. Hofmann (7) angegebenen Meßverfahren diskutiert werden. E. Zwirner schreibt:

"1.) Ein Kraft-Weg-Zeit-Diagramm erfordert genaue Messungen von Größe und Art der Zahnbewegung..."

"2.) Das Meßverfahren muß der Kleinheit der Zahnwege angepaßt sein, d.h. es soll bei einer Meßbreite von 1 1/2 bis 2 mm mit einer Genauigkeit von 10^{-4} mm arbeiten, um auch 10^{-3} mm verläßlich anzugeben".

"3.) Entsprechend der vielseitigen Beweglichkeit der Zähne, die unter Umständen gleichzeitig in drei Dimensionen erfolgt, sollte das Meßverfahren dreidimensional zur Anwendung kommen".

"4.) Zahnweg, Versuchsdauer und Zeit, in der der Druck wirkt, müssen durch eine sinnvolle Koppelung gleichzeitig gemessen und sichtbar gemacht werden, um eine genaue Beobachtung und Registrierung auf photographischem Wege zu ermöglichen

5.) Schließlich bedarf es einer möglichst selbsttätigen Vorrichtung, die Kräfte von genau bekannter Art und Größe, Richtung und Dauer einmalig oder in beliebiger Wiederholung hervorbringt und auf den zu prüfenden Zahn einwirken läßt".

Ad. 1: Forderung: Kraft-Weg-Zeit-Diagramm

Zunächst ist rein mathematisch gesehen die Registrierung einer Bewegung (s), die von den zwei Veränderlichen Kraft (K) und Zeit (t) abhängig ist, nur in zwei Ebenen möglich, $s = f(K, t)$. Die Registrierung in einer

Ebene zum Beispiel auf einem Registrierstreifen wird dann möglich, wenn sich die Kraft konstant mit der Zeit ändert, $K = \alpha \cdot t$. Dann gilt: $s = f(\alpha \cdot t, t)$.

Die konstante, also lineare Steigerung der Kraft in der Zeiteinheit, ist mit dem von Hand geführten Kraftgeber unmöglich. Aus diesem Grunde werden der Weg als Funktion der Zeit, $s = f(t)$ und die Kraft getrennt registriert. Es handelt sich bei dem Parodontogramm also um ein Weg-Zeit-Diagramm mit gekoppelter Kraftmarkierung. Damit ist der Vergleich verschiedener Parodontogramme nur an Punkten gleicher Kraft möglich.

Ein Kraft-Weg-Zeit-Diagramm kann prizipiell mit dem Registriergerät aufgezeichnet werden. Dazu ist ein von der Hand unabhängiger Kraftgeber notwendig, der eine konstant in der Zeiteinheit ansteigende Kraft erzeugt.

Ad. 2: Forderung: Meßbreite von 1 1/2 bis 2 mm. Genauigkeit des Meßverfahrens von 10^{-4} mm.

Das beschriebene Registriergerät hat eine Meßbreite von maximal 0,6 mm in einer Richtung, das heißt von 1,2 mm, wenn orale und vestibuläre Auslenkung addiert werden. Diese Meßbreite von 1,2 mm ist genügend. Das Gerät dient dazu, Zahnbewegungen sichtbar zu machen, die mit dem Auge nicht mehr erfaßbar sind.

Eine Meßgenauigkeit von 10^{-4} mm wird mit der beschriebenen Meßapparatur nicht ganz erreicht. Die Ursachen dafür liegen in der nicht immer exakt senkrechten Tastereinstellung und darin, daß der Ansatzpunkt des Tasters am Zahn nicht bei jeder Messung gleich ist. Der Einfluß dieser beiden Faktoren konnte durch Berechnungen gezeigt werden. Er ist allerdings sehr gering. Bei Messungen, bei welchen der Taster während der ganzen Meßreihe gleich eingestellt blieb, konnte ein mittlerer Fehler des Einzelwertes von $\pm$ 2,4 μ (8%) bestimmt werden. Dieser Fehler wird

nur um ± 0,2 µ (0,6 %) erhöht, wenn der Meßtaster nach jeder Messung neu eingestellt wird. Das Registriergerät selbst hat einen Gerätefehler von ± 0,1 µ. Die Fixierung des Meßsystems an den Zähnen konnte durch Versuche eindeutig als Fehlerquelle ausgeschieden werden. Ein absoluter Meßfehler der Registrierapparatur kann nicht aufgestellt werden, da der Fehleranteil, der durch die unterschiedliche Tastereinstellung bedingt ist, prozentual mit dem Meßwert ansteigt. Bei einer Auslenkung des Zahnes von durchschnittlich 30 µ in einer Richtung kann ein Meßfehler der Registriervorrichtung von ± 1 % angegeben werden.

Als weitere, von Zwirner nicht angeführte Forderung muß festgelegt werden, daß das Meßergebnis durch die Registrierapparatur selbst nicht verändert werden darf. Dies ist der Fall, wenn der Meßtaster durch eine Feder in Kontakt mit dem Zahn gehalten wird. Mit einer Versuchsreihe konnte gezeigt werden, daß ein parodontal gesunder Zahn durch eine Tasterfeder von 70 Pond Anlagedruck um etwa 16 u aus seiner Ruhelage gedrängt wird. Um diesen Wert wird dann die wahre Zahnbewegung verändert. Auch bei geringem Anlagedruck des Tastbolzens kann dieser Fehler nicht ganz ausgeschaltet werden, da die Zahnbeweglichkeitskurve bei Kräften bis zu 100 Pond steil ansteigt und dann erst flacher wird. Der Fehler fällt weniger ins Gewicht, wenn der Zahn sehr stark belastet wird. Auch bei den mechanischen Meßuhren, wie sei bei der Meßmethode von H. R. Mühlemann (11) verwendet werden, wird der Tastbolzen durch ein Federchen an den Zahn gedrückt. Mühlemann stellt fest, daß der Eigendruck des Tasters der Meßuhr bewirkt, daß die Vestibulärbewegung größer ausfällt als die Oralbewegung. Er gleicht diesen Fehler aus, indem die W rte von Oralbewegung und Vestibulärbewegung stets addiert werden. -- Es wurde die Folgerung gezogen, daß nur ein Taster ohne Anlagedruck des Tastbolzens exakte Meßergebnisse liefert. Bei dem verwandten Taster wurde die Tasterfeder entfernt. Die Tasterspitze muß jetzt mit Klebewachs fein am Zahn festgeheftet werden.

Eine andere Möglichkeit der falschen Wiedergabe einer Bahnkurve besteht darin, daß das Registriergerät die Geschwindigkeit der Bewegung nicht im richtigen Verhältnis wiedergibt. Der Weg des Zahnes wird in einem bestimmten Verhältnis vergrößert aufgezeichnet. Damit seine Geschwindigkeit richtig wiedergegeben wird, muß sich die Schreibnadel der Registrierung im gleichen Verhältnis schneller bewegen als der Tastbolzen ($v = \frac{s}{t}$). Dies ist nur bis zu einer gewissen Grenze möglich, da auch die Schreibnadel einer elektromagnetischen Registrierung eine träge Masse besitzt, die kurzfristig schnell bewegt werden soll. Das angegebene Gerät zeichnet Geschwindigkeiten des Zahnes bis zu 4 cm/sec maßstabgerecht auf. Diese Geschwindigkeit ist ziemlich gering, sie wurde aber bei der Auslenkung eines Zahnes nie erreicht.

Ad. 3: Forderung: Dreidimensionale Registrierung der Bewegung des Zahnes.

Die dreidimensionale Registrierung einer Zahnbewegung in vivo ist heute noch nicht gelöst.

Ad. 4: Forderung: Gleichzeitige Messung und Registrierung von Kraft, Weg und Zeit.

Diese Daten werden durch das Registriergerät gleichzeitig festgehalten. Die Zeit ergibt sich aus dem Vorschub des Registrierpapiers. Die Kraft wird parallel dazu in Form der Kraftmarkierungen registriert. Den Weg des Zahnes gibt der Ausschlag des Schreibzeigers an.

Ad. 5: Forderung: Möglichst selbsttätige Vorrichtung zur beliebigen Reproduktion von Kräften, die nach Größe, Richtung und Dauer bekannt sind.

Diese Forderung wird durch die Kraftgebung von Hand nur teilweise erfüllt. Beliebige Kraftgrößen sind reproduzierbar. Die Dauer der Kraftwirkung fällt jedoch in gewissen Grenzen verschieden groß aus. Ebenso ist es schwierig, bei jeder Krafteinwirkung gleichen Ansatzpunkt und gleiche Richtung der Kraft einzuhalten. Im Gegensatz dazu wird der Taster

nicht erst im Augenblick der Messung angesetzt. Er kann vorher in der richtigen Lage fixiert werden. Eine Verringerung dieses Fehlers könnte durch einen von der Hand unabhängigen Kraftgeber geschehen, der zusammen mit dem Taster vor der Messung auf den Zahn eingestellt werden kann.

Bei einer Betrachtung des Gesamtfehlers wurde festgestellt, daß der Hauptteil des Fehlers durch die Kraftgebung mit einem von Hand geführten Kraftgeber verursacht wird. Bei Meßreihen, die am gleichen Zahn zur gleichen Tageszeit aufgenommen wurden, konnte ein mittlerer Fehler des Einzelwertes von $\pm$ 2,6 µ errechnet werden. Dieser Fehler ist verhältnismäßig groß. Er beträgt bei einer durchschnittlichen Zahnbewegung von 30 µ in einer Richtung $\pm$ 8,6 %. Der Anteil der Registriervorrichtung an diesem Fehler beträgt $\pm$ 1 %.

A. Pflomm (16) konnte die Unsicherheiten der Handkraftgebung zeigen. Bei einer Abweichung des Kraftgebers um 10° von der senkrechten Einstellung, nahm das Meßergebnis um 9,4 % ab. Die Variation in der Belastungsdauer bis zu einer Sekunde, die bei der Handkraftgebung nicht zu vermeiden ist, verursachte jedoch keine signifikanten Unterschiede der Beweglichkeitswerte.

Als weiteres bedarf es der Klärung, inwiefern biologische Faktoren zu einer Variation der Zahnbeweglichkeit beitragen. Endgültige Aussagen darüber können erst gemacht werden, wenn die unsichere Führung des Kraftgebers von Hand durch eine selbsttätige Vorrichtung zur Kraftgebung ersetzt ist.

Anhaltspunkt für die Änderung der Zahnbeweglichkeit während einer Meßreihe konnten keine gefunden werden. Dies steht im Gegensatz zu der von H. R. Mühlemann (11) beschriebenen Vergrößerung der Zweitmessung durch "Bahnung". Der Unterschied ist vielleicht damit zu begründen, daß er die parodontalen Gewebe mit Kräften über 1000 p belastete. Wir belasteten mit 500 p und 200 p, da mehrmaliges Belasten mit 1000 p auch im gesunden Parodontium Schmerzen hervorrief.

Über größere Zeitabschnitte ist die Zahnbeweglichkeit Änderungen unterworfen. H.R. Mühlemann und seine Mitarbeiter haben sich mit diesem Punkt befaßt. So berichten G. Franke und H. Lindemann (4) von einer geringeren Zahnbeweglichkeit abends. K.G. Himmel, T.M. Marthaler, K.H. Rateischak und H.R. Mühlemann (6), stellten bei zwei Versuchspersonen einen deutlichen Tag-Nacht-Rhythmus fest. Bei Personen, die 24 Stunden nicht schliefen, fehlte der Rhythmus. Der Amerikaner G.J. Parfitt (15) fand die Zahnbeweglichkeit nach einer Schlafperiode, selbst nach einer Ruhepause von zehn Minuten vergrößert. Eine Häufung der maximalen Beweglichkeitswerte morgens zwischen 8 Uhr und 9 Uhr und der kleinsten Werte abends zwischen 17 Uhr und 18 Uhr war bei den von uns angestellten Versuchsreihen zu erkennen. Eine Erklärung für diese Beweglichkeitsänderungen steht noch aus. Hormonelle Einflüsse konnten von K.G. Himmel (6) nachgewiesen werden. Wurde den Versuchspersonen ACTH (adrenocorticotropes Hormon) intramusculär injiziert, war der Tag-Nacht-Rhythmus nicht ausgeprägt. Es ist denkbar, daß die Zahnbeweglichkeit hormonell im Sinne einer endogenen Rhythmik gesteuert wird.

Die Rolle der exogenen Faktoren, wie z. B. die funktionelle Belastung der Zähne, ist noch zu klären. G. Franke und H. Lindemann (4) stellten nach dem Verzehren eines trockenen Brötchens durch eine Versuchsperson keinen Unterschied in der Zahnbeweglichkeit fest.

Zusammenfassend kann gesagt werden: Das beschriebene Gerät ist zu einer exakten Zahnbeweglichkeitsmessung verwendbar. Dies wird durch eine eingehende Untersuchung des Gerätes sowie durch seine Anwendung am Patienten demonstriert. Verschiedene exogene und endogene Faktoren, die eine Änderung der Zahnbeweglichkeit verursachen können, bedürfen noch der Klärung.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wurde die von M. Hofmann angegebene Apparatur zur Registrierung von Zahnbewegungen näher beschrieben. Ihre Verwendbarkeit auf diesem Gebiet wurde durch die Bestimmung ihrer Leistungsgrenze und durch Messungen am Patienten bewiesen.

Es handelt sich um ein Gerät, welches die Bewegungsbahn des Zahnes (Parodontogramm) in Form eines Weg-Zeit-Diagramms mit gekoppelter Kraftmarkierung aufzeichnet. Die Auswertung von Parodontogrammen wurde erläutert.

Das Gerät registriert Zahnbewegungen nach dem induktiven Prinzip, wobei die Auslenkung des Zahnes eine Spannungsänderung in einem Wegaufnehmer bewirkt. Die Kraft wird mittels eines geeichten Kraftgebers von Hand appliziert.

Das Grundprinzip der Messung ist die Bestimmung der Bewegung eines Zahnes gegen die übrigen zu einem Block verbundenen Zähne. Der Wegaufnehmer (Taster) ist durch einen Mundeinsatz mit den Zähnen verbunden.

Ergebnisse:

1. Eine starre Verbindung zwischen Zähnen und Mundeinsatz ist durch Autopolymerisat oder Abdruckgips möglich.

2. Das Meßgerät vergrößert die Zahnbewegungen von 50fach bis zu 2000fach. Es hat eine Meßbreite von maximal 0,6 mm in einer Richtung. Die Ablesegenauigkeit nimmt mit steigender Vergrößerung zu. Sie liegt zwischen 0,00025 mm und 0,01 mm.

3. Die Bewegungsgeschwindigkeit eines Zahnes, welche vom Gerät noch differenziert wiedergegeben wird, beträgt maximal 4 cm/sec.

4. Nur ein Taster, der drucklos dem Zahn anliegt, registriert richtige Ergebnisse. Bei Verwendung eines Tasters mit Anlagedruck wird dasMeßergebnis verändert. Die Oralbewegung eines Zahnes wird signifikant kleiner, die Vestibulärbewegung signifikant größer gemessen.

5. Bei Messungen an Frontzähnen an Versuchspersonen mit klinisch gesundem Parodontium wurden die Zähne bei einer Belastung mit 500 p in oraler Richtung um rund 30 µ ausgelenkt.

6. Die mittlere Gesamtfehlerbreite bei Meßreihen zur gleichen Tageszeit beträgt ± 2,6 µ (± 8,6 %).

7. Gerätefehler und Fehler durch verschiedene Einstellung des Wegaufnehmers in Ansatz und Richtung betragen zusammen ± 1 %.

8. Bei Änderung der Kraftrichtung um 10° von der senkrechten Richtung des Kraftgebers vermindert sich die Bewegung des Zahnes um 9,4 %. Dies ist ein Hinweis auf den großen Anteil der unsicheren Handkraftgebung am Gesamtfehler.

9. Durch mehrmalige Belastungen eines Zahnes mit 500 p zur gleichen Tageszeit wird die Zahnbeweglichkeit nicht signifikant verändert.

10. Bei Untersuchungen während insgesamt 13 Tagen häuften sich die maximalen Beweglichkeitswerte morgens, die kleinsten Werte gegen Abend.

VII. LITERATURVERZEICHNIS

(1) Beyeler, K. und Dreyfus, J. Prinzip einer elektro-dynamischen Apparatur zur Messung des Lockerungsgrades der Zähne. Paradentol. 1, 113, 1947

(2) Elbrecht, E. Beitrag zur Bestimmung des Lockerungsgrades der Zähne. Paradentium 11, 138, 1939

(3) Feneis, H. Gefüge und Funktion des normalen Zahnfleischbindegewebes. Dtsch. Zahnärztl. Zschr. 7, 467, 1952

(4) Franke, G. und Lindemann, F. Untersuchungen über das Zahnbeweglichkeitsmeßgerät von Mühlemann und dessen Anwendung bei der Kontrolle balneotherapeutischer Behandlung. Dtsch. Zahnärztl. Zschr. 12, 1137, 1957

(5) Heinroth, H. Klinische Untersuchungsmethoden. Fortschr. Zahnhlk. 4, 114, 1928

(6) Himmel, K.G. und Marthaler, T.M. und Rateischak, K.H. und Mühlemann, H.R. Experimental changes of Diurnal Periodicy in the Physical Properties of Periodontal Structures. Helv. odont. Acta 1, 16, 1957

(7) Hofmann, M.
Ein Gerät zur quantitativen und qualitativen Bestimmung der Bewegungsbahn des Zahnes.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr. 17, 721, 1962

(8) Körber, K.H.
Untersuchungen zur Biophysik des Parodontiums.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr. 17, 1585, 1962

(9) Lundquist, C.
Objektiva parodontala registreringsmethoder. Elektromagnetisk bestämming av tandmobilitet.
Odont. Revy (Schwd.) 7, 9, 1956

(10) Manly, R.S., Yurkstas, A. und Reswick, J.B.
An Instrument for Measuring Tooth Mobility.
J. Periodont. 22, 148, 1951

(11) Mühlemann, H.R.
Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit.
Schweiz. Mschr. Zahnhlk. 61, 1, 1951

(12) Mühlemann, H.R.
Zum Messen der Zahnbeweglichkeit am Lebenden. Eine Aufklärung.
Zahnärztl. Welt 10, 407, 1955

(13) Mühlemann, H.R. und Fehr, C.
Zur Beurteilung des Parodonts vermittels Zahnbeweglichkeitsmessungen.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr. 11, 634, 1956

(14) Parfitt, G.J. — The Dynamics of a Tooth in Function. J. Periodont. 32, 103, 1961

(15) Parfitt, G.J. — Measurement of the Physiological Mobility of Individual Teeth in an Axial Direction. J. Dent. Res. 39, 608, 1960

(16) Pflomm, A. — Med. Diss. Tübingen 1964 Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit. Einfluss der manuellen Kraftübertragung auf das Messergebnis.

(17) Picton, D.C. — A Method of Measuring Physiological Tooth Movement in Man. J. Dent. Res. 36, 814, 1957

(18) Poske-Bavink — Lehrbuch der Physik für höhere Lehranstalten. Oberstufe. 9. Aufl. Braunschweig, Friedr. Vieweg + Sohn, 1949

(19) Reichborn-Kjennerud, J. — Tennenes fysiologiske og pathologiske mobilitet. Odont. Tskr. 62, 154, 1954

(20) Wannenmacher, Hofer, Reichenbach, Spreter von Kreudenstein — Lehrbuch der klinischen Zahnheilkunde. Bd. 2, 2. Aufl. Leipzig, Ambrosius Barth, 1952, S. 328

(21) Weber, E. — Grundriß der biologischen Statistik für Naturwissenschaftler und Mediziner, Jena, Gustav Fischer, 1948

(22) Werner, V. Vergleichende Untersuchungen verschiedener Paradentosebehandlungen mittels einer neuen metrischen Methode. Paradentium 14, 44, 1942

(23) Wetzel, G. Lehrbuch der Anatomie für Zahnärzte, 4. Aufl., Jena, Gustav Fischer, 1930, S. 399 u. 453

(24) Zwirner, E. Nachweis der Zahnbewegung im Tierversuch. Dtsch. Zahnärztl. Zschr. 6, 39, 1951

(25) Zwirner, E. Über die Bedeutung einer genauen Kenntnis der Zahnbewegungen für Wissenschaft und Praxis. Dtsch. Zahn-Mund-Kieferhlk. 19, 297, 1954

(26) Zwirner, E. Zum Messen der Zahnbeweglichkeit am Lebenden. Zahnärztl. Welt 10, 99, 1955

An dieser Stelle möchte ich Herrn Professor Dr. Dr. E. Fröhlich für die Überlassung des Themas, sowie Herrn Dr. M. Hofmann für die vielseitige Unterstützung bei der Arbeit meinen besten Dank aussprechen.

Dem Institutsmechaniker, Herrn Baur, danke ich für seine technischen Ratschläge. Herrn Studienassessor Datzer sei für die Überprüfung der Berechnungen gedankt.

LEBENSLAUF

Am 6. Dezember 1938 wurde ich als Sohn des Oberstudiendirektors Eduard Lehmann in Tuttlingen geboren. Von 1944 bis 1949 besuchte ich die Grundschule in Talheim, Kreis Tuttlingen.

Von 1949 bis 1953 besuchte ich das mathematisch-naturwissenschaftliche Gymnasium in Calw, von 1953 bis 1958 das mathematisch-naturwissenschaftliche Gymnasium in Nagold. An diesem legte ich im Frühjahr 1958 die Reifeprüfung ab.

Von 1958 bis 1959 absolvierte ich den Grundwehrdienst bei der Bundeswehr.

Ab Sommersemester 1959 schrieb ich mich für das Studium der Zahnheilkunde an der Eberhard-Karls Universität zu Tübingen ein. Hier legte ich nach fünf Semestern die zahnärztliche Vorprüfung ab.

Auch in den fünf klinischen Semestern blieb Tübingen mein Studienort. Das zahnärztliche Staatsexamen legte ich im Frühjahr 1964 ab.